

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ  
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ  
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

**Приладобудівний факультет  
Кафедра виробництва приладів**

«На правах рукопису»  
УДК 621:681.2

«До захисту допущено»  
Завідувач кафедри

«\_\_\_» \_\_\_\_\_ 20\_\_ р.

**Магістерська дисертація**

**на здобуття ступеня магістра**

**зі спеціальності 152 Метрологія та інформаційно-вимірювальна  
техніка**

**на тему: «Метод підвищення точності перетворювачів для ультразвукової  
діагностики»**

Виконала:

студентка VI курсу, групи ПБ-62м  
Зорко Єлизавета Василівна

Керівник:

Ст.н.с., доцент, к.т.н.  
Клочко Т.Р.

Консультант з розробки стартап проекту:

Доцент, к.е.н.

Бояринова К.О.

Рецензент:

Професор, професор, д.т.н.

Безвесільна О.М.

Засвідчую, що у цій магістерській  
дисертації немає запозичень з праць  
інших авторів без відповідних  
посилань.

Студентка \_\_\_\_\_

Київ – 2018 року

**Національний технічний університет України**  
**«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»**

**Приладобудівний факультет**

**Кафедра виробництва приладів**

Рівень вищої освіти – другий (магістерський) за освітньо-науковою програмою

Спеціальність (спеціалізація) – 152 Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка (Біомедична вимірювальна техніка)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

\_\_\_\_\_

«\_\_» \_\_\_\_\_ 20\_\_ р.

**ЗАВДАННЯ**  
**на магістерську дисертацію студенту**

**Зорко Єлизавети Василівни**

1. Тема дисертації «Метод підвищення точності перетворювачів для ультразвукової діагностики», науковий керівник дисертації Ключко Тетяни Реджинальдівна, ст.н.с, к.т.н., затверджені наказом по університету від «23» березня 2018 р. №1006-С
2. Термін подання студентом дисертації 18 травня 2018 р.
3. Об'єкт дослідження: процес формування інформаційного сигналу від біологічних структур ультразвуковою системою діагностики.
4. Предмет дослідження: перетворювач системи ультразвукової діагностики біологічного об'єкту.
5. Перелік завдань, які потрібно розробити: 1) Аналіз принципів дії ультразвукових діагностичних систем. 2) Аналіз методів побудови ультразвукових датчиків. 3) Створення аналітичної моделі перетворювача для ультразвукової діагностики. 4) Обґрунтування та вибір технічних параметрів вдосконаленого перетворювача діагностичної системи. 5) Проведення експериментальних досліджень характеристик чутливих елементів залежно від зміни геометричної форми. 6) Створення технічних пропозицій щодо вдосконалення конструкції ультразвукового перетворювача на підставі аналізу експериментальних даних.

6. Орієнтовний перелік графічного (ілюстративного) матеріалу: існуючі технічні рішення ультразвукових датчиків, зображення до розрахунку полів, графіки АЧХ перетворювачів, графіки розподілу акустичного тиску в полі випромінювання.

7. Орієнтовний перелік публікацій: наукова стаття в фаховому виданні, наукова стаття, патент на корисну модель, 1 теза.

8. Консультанти розділів дисертації

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Теоретичний	Клочко Т.Р., доцент		
Експериментальний	Клочко Т.Р., доцент		
Розроблення стартап-проекту	Бояринова К.О., доцент		

9. Дата видачі завдання 23 березня 2018 р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Термін виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1	Огляд літературних джерел	23.03.2018	
2	Постановка задачі дослідження	26.03.2018	
3	Розробка аналітичної моделі перетворювача	02.04.2018	
4	Розробка експериментальної установки	9.04.2018	
5	Проведення експериментів	16.04.2018	
6	Обробка отриманих результатів	23.04.2018	
7	Підготовка ПЗ	07.05.2018	
8	Презентація	14.05.2018	

Студент

Є.В. Зорко

Науковий керівник дисертації

Т.Р. Клочко





## РЕФЕРАТ

Обсяг роботи: 125 сторінок.

Кількість ілюстрацій: 32 ілюстрації.

Кількість таблиць: 33 таблиці.

Кількість джерел за переліком посилань: 32 джерела.

Для початку правильного лікування будь-якого захворювання є необхідність об'єктивного встановлення діагнозу. Сучасна медицина на сьогодні має безліч різних способів та методів діагностики, однак одним з найбільш точних є ультразвукове обстеження.

На це є низка причин: метод ультразвукової діагностики є доволі простим, є неінвазивний, тобто не потребує втручання в організм людини, не доставляє об'єкту дослідження жодних неприємних відчуттів. За допомогою ультразвукової діагностики лікар отримує не тільки якісну, а й кількісну характеристику даних.

Використовуючи ультразвукову діагностику, лікар має можливість бачить морфологічну і функціональну характеристику будови систем та органів. Сучасні ультразвукові системи можуть оцінювати морфологічні зміни в органах й за кількісною характеристикою. За рахунок цього, фахівці можуть дізнатися розміри патологічних новоутворень з досить великою точністю, також є можливість визначити, чи залучені сусідні органи в аномальний процес. Це дозволяє побачити зміни в системах організму, й зробити порівняльну характеристику отриманих даних в ході ультразвукової діагностики патологічного процесу. Прилади ультразвукової діагностики мають перетворювачі різного спрямування та форми, які дають можливість проводити широкий спектр досліджень за допомогою ультразвуку.

Фізична основа усіх ультразвукових діагностичних систем - п'єзоелектричний ефект. При безпосередній фізичній деформації монокристалу деяких хімічних сполук, на поверхні кристалів починають виникати протилежні за знаком електричні заряди, цей ефект має назву - прямого п'єзоелектричного ефекту. У якості джерела фізичної деформації може виступати ультразвукові коливання. При попаданні на кристал змінного електричного заряду, в кристалах починається збудження, яке генерує механічні коливання з подальшим випромінюванням ультразвукових хвиль. Таким чином, один і той же перетворювач п'єзоелемент може бути поперемінно то приймачем, то джерелом ультразвукових хвиль, датчики такої конструкції називаються імпульсними. Датчики також можуть складатися з окремих функціональних елементів, які відповідають тільки за прийом хвиль відбитих лун-сигналів, або являються джерелом ультразвуку (випромінювачем), при цьому, випромінювання хвиль та поглинання відбитих лун-сигналів ультразвукових хвиль є неперервним, такі датчики мають назву неперервно-хвильових перетворювачів.

Цю частину в ультразвукових апаратах можуть називати: акустичним датчиком, перетворювачем, трансд'юсером, тощо. Датчик перетворювача може містити як один, так і декілька кристалів, які мають назву п'єзоелемент. Також, ультразвуковий датчик має акустичну лінзу, яка дозволяє сфокусуватися ультразвуковий сигнал у необхідному місці та діапазоні. Кожен датчик має у своїй конструкції демпфер, який відповідає за гасіння відбитих, прийнятих чутливим елементом, ультразвукових хвиль, це робиться за для зменшення спотворення отриманого сигналу та виключення резонансу. Також резонансні явища без демпфера можуть виникати й на випромінювачі, стабільність частотних характеристик випромінюємого ультразвукового сигналу є важливою складовою отримання точних даних дослідження.

Враховуючи важливість точної та швидкої діагностики у медичній практиці, розробка, вдосконалення точності, роздільної здатності системи та

якості отриманого інформаційного сигналу ультразвукової системи діагностики в біологічному об'єкті є актуальним завданням.

### **Огляд стану проблеми в даній галузі**

Система ультразвукової діагностики представляє собою локаційну систему, принцип роботи якої полягає у випромінюванні ультразвукових сигналів в біологічний об'єкт. Приймання та обробка відбитих лун-сигналів, спрямованих від біологічного об'єкта. Функціонування доплерівського приладу аналогічно роботі будь-якого іншого локаційного пристрою рухомих об'єктів для самих різних застосувань.

Збудження ультразвукових коливань і прийом лун-сигналів при роботі доплерівського приладу виконується датчиком, до складу якого входить один або декілька п'єзоелектриків. Вони являють собою п'єзоелектрики різного хімічного складу та геометричної форми, вибір яких залежить від поставленої задачі і області застосування, обраного методу побудови датчику ультразвукової діагностичної системи, тощо.

На сьогоднішній день в медичній практиці в основному застосовують два принципи побудови ультразвукових датчиків для діагностичних ультразвукових систем, заснованих на ефекті Доплера, які відрізняються не тільки за конструкцією, а й по характеру випромінювання ультразвуку, а саме: постійно-хвильові та імпульсні датчики.

Постійно-хвильовий метод має ряд суттєвих недоліків, які включають в себе необхідність ускладнення конструкції датчика, через те, що він складається з декількох окремо розташованих чутливих елементів, які одночасно являються виключно приймачем лун-сигналів або джерелом ультразвукового випромінювання. Також важливим недоліком є те, що точність отриманих сигналів залежить від кута випромінювання та прийому відбитих лун ультразвукових хвиль від біологічного об'єкту, ці кути можуть бути вбудованими та врахованими у конструкції, що також значно впливає на складність проектування та виробництва датчику. Або кути випромінювання



обирає оператор під час контакту датчику та біологічного об'єкту, неточність розташування якого, в свою чергу, збільшує похибку та спотворення отриманої інформації [2].

Ще одним важливим недоліком постійно-хвильового методу є неможливість конструкційного регулювання та визначення глибини проникнення сигналу до відбиття у біологічному об'єкті. У такому випадку глибину проникнення сигналу підбирають встановлюють через зміну частоти випромінюючого сигналу.

У свою чергу, імпульсний доплерівський датчик у своїй конструкції об'єднує можливість дозволу по дальності та детектування доплерівських лун-сигналів. Як і в будь-якій луно-імпульсній системі, в основу роботи датчику покладено засади принципу передачі коротких імпульсів хвиль на біологічний об'єкт і подальшого очікування повернення відбитих лун-сигналів.

При такому методі побудови ультразвукового датчику чутливий елемент представляє собою один блок, який складається з одного п'єзоелементу, або блоку з декількох з'єднаних між собою кристалів, які являється як джерелом випромінювання так і приймачем відбитих лун-сигналів від біологічного об'єкту у різних відрізках часу. Через те, що звукові хвилі проходять через біологічну тканину з приблизно постійною швидкістю, затримка часу між передачею імпульсу і прийомом відбитих сигналів залежить від дальності розташування дослідного об'єкта [4].

Як уже було сказано, вибір та обґрунтування матеріалу та геометричної форми п'єзоелектричних кристалів впливає на діапазон випромінювання, форму випромінюємого сигналу, роздільну здатність, тощо. Що загалом впливає на точність інформаційного сигналу. Саме тому, вибір та обґрунтування параметрів чутливого елемента та методики побудови датчику є дуже важливим параметром для ультразвукової діагностичної системи.

### **Зв'язок роботи з науковими програмами**

1. Робота за темою дисертації виконувалась у відповідності до календарного плану з науково – дослідною роботи за календарним планом,

НДР «Створення фундаментальних принципів комп'ютерно-інтегрованої діагностики стану біотехнічних об'єктів», ДР 0116U006058 – в якості прикладів створення принципів систем діагностики.

### **Мета наукового дослідження**

Метою наукового дослідження є створення методу підвищення точності перетворювача для ультразвукової діагностики біологічного об'єкту та створення теоретичних засад дії перетворювача.

### **Об'єкт дослідження**

Об'єктом дослідження є процес формування інформаційного сигналу від біологічних структур ультразвуковою системою діагностики.

### **Предмет дослідження**

Предметом дослідження є перетворювач системи ультразвукової діагностики біологічного об'єкту.

### **Постановка задачі дослідження та напрямки його вдосконалення**

Для вирішення поставленої задачі було обрано ультразвуковий датчик, який уже зарекомендував себе у діагностиці, не тільки у медицині, а й в інших галузях науки.

Задачею дослідження у магістерській дисертації є покращення показників точності та роздільної здатності перетворювача для ультразвукової діагностики, експериментальне дослідження залежності якості отриманих інформаційних сигналів при ультразвуковій діагностиці від матеріалу чутливого елемента, та його геометричної форми.

Тому вирішення задачі дослідження наступні напрями вдосконалення.

1. Вдосконалення схеми побудови перетворювача та її обґрунтування.
2. Створення аналітичної моделі характеристик перетворювача ультразвукових коливань залежно від геометричної форми та обраного матеріалу чутливого елемента.

3. Визначення впливу конструктивних особливостей перетворювача на характеристики та параметри перетворювача.
4. На підставі експериментальних досліджень досягти вдосконалення технічних параметрів датчику.
5. Обґрунтувати метод підвищення точності ультразвукового перетворювача на підставі нової конструкції перетворювача.

### **Завдання дослідження**

Наукові завдання є наступні.

1. Аналіз принципів дії ультразвукових діагностичних систем.
2. Аналіз методів побудови ультразвукових датчиків.
3. Створення аналітичної моделі перетворювача для ультразвукової діагностики.
4. Обґрунтування та вибір технічних параметрів вдосконаленого перетворювача діагностичної системи.
5. Проведення експериментальних досліджень характеристик чутливих елементів залежно від зміни геометричної форми та обраного матеріалу.
6. Створення технічних пропозицій щодо вдосконалення конструкції ультразвукового перетворювача на підставі аналізу експериментальних даних.

### **Наукова новизна одержаних результатів**

- Побудовано новий принцип побудови чутливого елемента, який дозволяє підвищити характеристики акустичного поля випромінювача зі значно ширшим акустичним діапазоном, та високим показником добротності.
- Розроблена нова конструкція для чутливого елемента перетворювача.
- Досліджено характеристики основного перетворювача випромінюючого датчику для ультразвукових діагностичних систем, та досліджено характеристику акустичного поля випромінювачів.

### **Особистий внесок здобувача**

Наукові положення та результати, що увійшли до дисертації, отримані автором особисто.

### **Апробація результатів дисертації**

Основні положення та результати досліджень та розробок доповідались на міжнародних конференціях «Приладобудування: стан та перспективи» (Київ, 2018р.) та у Всеукраїнській конференції «Погляд у майбутнє приладобудування» (Київ 2018 р.).

### **ПУБЛІКАЦІЇ**

1. Зорко Є. В. Метод підвищення точності перетворювачів для ультразвукової діагностики/ Є. В. Зорко, Т.Р. Ключко // Погляд у майбутнє приладобудування: 11-ая Всеукраїнська науково – практична конференція студентів та аспірантів, м. Київ, 15 – 16 травня 2018 р. – НТУУ «КПІ». – 2018. – С. 344 –347 .

2. Зорко Є. В. The precision increase of ultrasound device for objects structures diagnostic / Y. Zorko, T. Klocko // Приладобудування: стан та перспективи: матер. 17-ая Міжнародна науково – технічна конференція, м. Київ, 15 – 16 травня 2018 р. – НТУУ «КПІ». – 2018. – С. 133 –134.

3. Зорко Є. В. Вплив геометричних особливостей чутливого елементу на характеристики п'єзоелектричного перетворювача / Є. В. Зорко, Т.Р. Ключко // «Вісник НТУУ «КПІ» серія приладобудування». – НТУУ «КПІ». Вип.55(1) – 2018.

4. Патент 112935 Україна, А61В5/026, Спосіб вимірювання швидкості кровотоку / Ключко Т.Р., Скицюк В.І., Зорко Є.В, Підтабачний А.І.; Заявник та правовласник Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут» ; заявл. 13.05.2016.; опубл. 10.01.2017

## ЗМІСТ

ВСТУП .....	13
I ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА .....	14
1.1 Огляд та аналіз літературних джерел за темою дослідження .....	14
1.3 Частота випромінюємого сигналу .....	23
1.4 Класифікація датчиків по характеру випромінювання ультразвуку .....	24
1.5 Огляд типів існуючих датчиків для ультразвукової діагностики .....	25
1.6 Загальна конструкція ультразвукового перетворювача .....	28
1.7 Огляд існуючих технічних рішень .....	29
II. КОНЦЕПЦІЯ ПОБУДОВИ МОДЕЛІ ВИПРОМІНЮВАЧА .....	33
2.1 Характеристика випромінювання пульсуючої сфери .....	35
2.3 Акустичне поле плоского випромінювача .....	38
2.4 Звукове поле вздовж осі випромінювача .....	41
2.5 Характеристика поля у ближній та дальній зоні випромінювання .....	42
2.6 Характеристика акустичного поля акустичного перетворювача в дальній зоні .....	46
2.7 Характеристика акустичного поля для дискового випромінювача .....	49
2.7 Характеристика акустичного поля для модифікованого дискового випромінювача .....	50
III ДОСЛІДЖЕННЯ ПЕРЕТВОРЮВАЧА ДЛЯ УЛЬТРАЗВКОВОЇ ДІАГНОСТИКИ .....	53
3.1 Огляд запропонованої моделі перетворювача .....	53
3.2 Дослідження характеристик плоского дискового перетворювача .....	58
3.2 Дослідження характеристик модифікованого дискового перетворювача .....	63
3.3 Порівняння отриманих характеристик модифікованого та плоского дискового перетворювача у низькочастотному діапазоні .....	69
3.5 Порівняння отриманих характеристик модифікованого та плоского дискового перетворювача у високочастотному діапазоні .....	71
3.6 Показники добротності досліджуваних перетворювачів для низькочастотного частотного діапазону .....	72

3.4 Показники добротності досліджуваних перетворювачів для високочастотного діапазону .....	76
3.6 Вивчення характеристик сферично вигнутого випромінювача .....	84
3.7 Розробка та розрахунок схеми акустичного тракту .....	86
Висновки до III розділу .....	95
<b>IV. РОЗРОБЛЕННЯ СТАРТАП ПРОЕКТУ «МЕТОД ПІДВИЩЕННЯ ТОЧНОСТІ ПЕРЕТВОРЮВАЧІВ ДЛЯ УЛЬТРАЗВУКОВОЇ ДІАГНОСТИКИ»</b> .....	98
4.1. Опис ідеї проекту .....	98
4.2. Технологічний аудит ідеї проекту .....	101
4.3. Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту .....	102
4.4. Розроблення ринкової стратегії проекту .....	118
4.5. Розроблення маркетингової програми стартап-проекту .....	123
Висновки до розділу IV .....	130
<b>ВИСНОВКИ</b> .....	131
Список використаних джерел .....	132

## **ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ**

БО – біологічний об'єкт;

УП – ультразвуковий перетворювач;

УЗ – ультразвук;

УЗД – ультразвукове дослідження;

УТП – унікальне торгова пропозиція;

БС – біологічна структура;

## ВСТУП

Важливим питанням медицини є точна та рання діагностика стану біологічного об'єкту. Своєчасне виявлення патологічних змін у біологічному об'єкті на ранній стадії збільшує шанси на проведення своєчасного лікування та встановлення вірного діагнозу. Можливість проведення неінвазивного ультразвукового діагностичного дослідження має великі перспективи у медицині.

Апарати, які працюють на ефекті Допплера, мають значну перевагу над іншими методами оскільки є досить простими у застосуванні, майже не мають протипоказань. Не потребують втручання в організм, тобто є неінвазивними, не потребують введення в організм пацієнта жодних додаткових речовин чи проведення ускладнюючих маніпуляцій, все це доводить переваги ультразвукової діагностики [1].

Ультразвукові системи діагностики, які працюють на ефекті Допплера, засновані на п'єзоелектричному ефекті. Функціональною складовою перетворювача є п'єзоелектричний перетворювач. Конструкція перетворювача передбачає залежність частотного діапазону та форми випромінюючого сигналу від геометричних параметрів та хімічного складу чутливого елемента.

Проте, ультразвукові перетворювачі існуючих технічних засобів діагностики здебільшого працюють у вузькому частотному діапазоні, що призводить до втрати точності ідентифікації сигналів, які відбилися від неоднорідностей структур об'єкту. Таким чином, знижується достовірність діагностичної інформації.



## I ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА

### 1.1 Огляд та аналіз літературних джерел за темою дослідження

Ультразвукові методи – є найбільш поширеними в даний час, оскільки є набагато інформативнішими і простими у застосуванні ніж інші методи.

В магістерській дисертації ми будемо розглядати ультразвукові прилади, що працюють на ефекті Допплера тому можна ввести класифікацію доплерівських методів в залежності від способу отримання і відображення інформації (Рис. 1.1).

Обладнання, що працює з використанням ефекту Допплера можна класифікувати за принципом отримання та обробки інформації (Рис. 1.6).

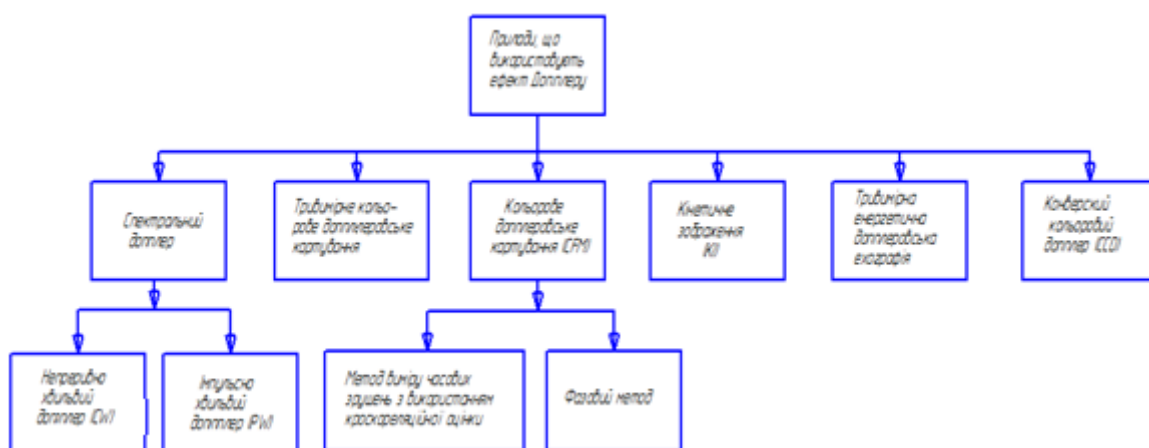


Рисунок 1. 1– Класифікація приладів за принципом отримання інформації

Методи спектральної доплерографії виконуються двома методами, як неперервно – хвильовий доплер та імпульсно – хвильовий доплер. Неперервно хвильовий доплер був найпершим з доплерівських методів. В режимі неперервно - хвильового доплеру випромінюються та приймаються синусоїдні сигнали великої тривалості тому й називаються неперервними. Недоліками цього методу є відсутність розширення і по глибині, залежність якості зображення від кута нахилу датчику та складність проведення дослідження, бо важко виділити окрему ділянку, необхідно підбирати

правильний кут. Імпульсно - хвильовий доплер має перевагу над постійним, оскільки в ньому усунуто недолік поганого розширення по глибині. Імпульсно – хвильовий доплер посиляє сигнали серіями, що дозволяє поєднувати його з іншими режимами.

Кольорове доплерівське картування відрізняється від попередніх методів тим, що в певній частині сірошкального зображення виводиться в кольорі інформація про швидкості руху структур в кожному з елементів зображення. Для оцінки швидкості руху БС в доплері застосовують два методи:

- фазовий метод – як правило на базі процесора авто кореляційної обробки;
- метод виміру часових зрушень з застосуванням кроскореляційної обробки.

Перший – фазовий метод використовує доплерівський принцип виміру швидкості. Другий оснований на прямому вимірі зміни положення сукупності рухомих відбивачів на заданому інтервалі часу, після чого швидкість їх руху визначається простим поділом пройденого шляху елементу структуру на інтервал часу. Недоліком цього методу, як і у спектральному доплері - залежність від положення кута датчика, що може викликати спотворення інформаційного сигналу і подальшу похибку розрахунку.

Конвергентний кольоровий доплер – це метод, який поєднує можливості кольорового доплерівського картування та енергетичного доплера. Якщо рівень лун - сигналів від елементів кровотоку вище певного рівня, то відображається інформація про швидкості БС, як і в звичайному режимі кольорового доплерівського картування. Інформація про рух з досить малим рівнем сигналу відображається так само, як у режимі енергетичного доплера.

Тривимірне кольорове доплерівське картування (іноді 4D режим) – передбачає спостереження зміни швидкостей в часі. Цей метод знаходиться на початковій стадії розвитку через складності, які пов'язані з необхідністю дуже швидкого оновлення зображення (не менше 20 кадрів за секунду) для того, щоб мати можливість спостерігати неперервні зміни, які відбуваються.

Тривимірна енергетична доплерівська ехографія (ультразвукова ангіографія). Метод тільки реєструє факт наявності рухомих частин у біологічному середовищі. При скануванні по двом координатам можливо отримати тривимірну просторову модель розташування і форми біологічних структур і відобразити їх на екрані в ізометричному режимі. Змінюючи положення спостереження, тобто повертаючи трьохмірне зображення, можна отримати достатньо повне уявлення про просторове розташування та форму структур та новоутворень [3].

Для розуміння процесів, які відбуваються у перетворювачі при ультразвуковому дослідженні, розглянемо теоретичні засади проходження ультразвуку у БО.

Ультразвук поширюється в БО у вигляді чергування зон стиснення і розширення речовин. Ультразвукові хвилі характеризуються періодом коливання  $T$ , частотою коливання  $\nu$  та довжиною хвилі  $\lambda$ . Довжина хвилі обернено пропорційна її частоті. Чим вище частота хвилі, тим вище роздільна здатність ультразвукового перетворювача. У системах медичної ультразвукової діагностики зазвичай використовують частоти у діапазоні від 2 до 28 МГц. Від частоти випромінюємого сигналу залежить глибина проникнення сигналу у БО, чим вище частота ультразвукової хвилі – тим менша глибина проникнення у шари які досліджують. Параметри глибини проникнення визначаються областю дослідження та необхідною глибиною проникнення. Роздільна здатність сучасних ультразвукових апаратів може досягати від 3 мм до десятих частин мм.

При проходженні ультразвуком через будь-яке середовище у тому числі й біологічного виникає згасання хвиль, яке виникає через акустичний опір тканин, який характеризується щільністю і швидкістю поширення звукових хвиль у середовищі. Виходячи з цього чим вищі ці параметри, тим більший акустичний опір БО. Така характеристика біологічного, як і будь-якого іншого середовища, має назву акустичного імпедансу.

Поширення УЗ коливань відбувається за законами акустики, які є аналогічними законам геометричної оптики, що означає, що при проходженні однорідного середовища, коливання поширюються прямолінійно та з постійною швидкістю. При досягненні межі двох середовищ ультразвукова хвиля частково продовжує поширюватись по об'єкту та частково відбивається, при цьому пучок ультразвукових хвиль значно змінюється [4].

Чим вище перепад градієнту акустичної щільності граничних середовищ, тим більша частина ультразвукових коливань буде відбита. Таким чином, більш щільні біологічні структури, наприклад, кістка, чи новоутворення будуть відображатися на екрані УЗ системи більш білими, ніж інші тканини. На межі переходу ультразвукового сигналу між середовищем повітря та шкіри відбувається відображення майже 100% коливань, тобто сигнал майже повністю згасає, саме тому при ультразвуковому скануванні необхідно використовувати спеціальні контактні гелі, які є перехідним середовищем між датчиком та БО. Відображення сигналу, залежить від кута падіння променя, та є найбільшим при перпендикулярному напрямку падіння та залежить від частоти ультразвукових коливань, зі зростанням частоти кількість відбиття коливань збільшується.

Основою усіх доплерівських методів є ефект Допплера, ефект полягає в тому, що частота коливань звукових хвиль, випромінюваних джерелом (передавачем) ультразвуку, і частота цих же ультразвукових хвиль, прийнятих деяким приймачем звуку, відрізняються якщо приймач і передавач рухаються один відносно одного тобто зближаються або віддаляються один від одного. Такий самий ефект спостерігається коли у приймач надходять сигнали з джерела звуку після відбиття відбивачем, який рухається. Останній випадок має місце при відбитті ультразвукових сигналів від біологічних структур, що рухаються, (наприклад, клітинних елементів крові) [5].

## 1.2 Сутність ефекту Допплера

Пояснимо ефект Допплера на прикладах, у яких для простоти будемо вважати, що джерело ультразвуку випромінює коливання одного тону (однієї частоти):

### Рухомий приймач звуку

Якщо джерело звуку є нерухомим, а приймач рухається зі швидкістю  $V_{np}$  відносно джерела (Рис.1.2). Якби приймач був нерухомий щодо джерела, на нього приходили б коливання із частотою  $f_0$ , рівній частоті випромінювання. На Рис.1.2 ці коливання умовно позначені у вигляді дуг окружності радіуса, який збільшується. Ці дуги відповідають положенню піків хвиль у просторі у фіксований момент часу. Відстані між сусідніми дугами дорівнюють  $\lambda_0$  – довжині звукової хвилі. Піки хвиль рухаються в напрямку до приймача звуку зі швидкістю звуку  $C$ .

Рух приймача в напрямку до джерела зі швидкістю  $V_{np}$  (приймач 1 на Рис.1.2 а) взаємна швидкість зближення піків хвиль і приймача збільшується в порівнянні зі швидкістю звуку й стає рівної  $C + V_{np}$ . Відповідно частота коливань  $f$  на вході приймача збільшується пропорційно росту швидкості й стає рівною:

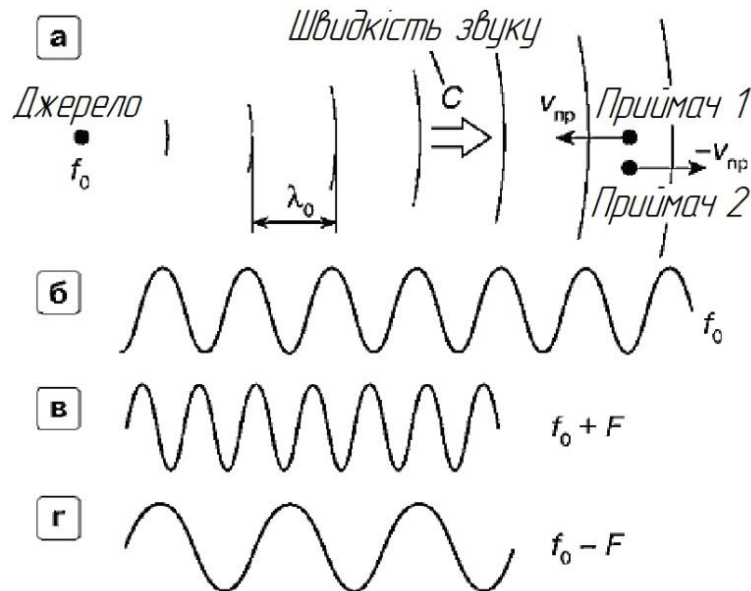
$$f = \frac{f_0 (C + V_{np})}{C} = f_0 + F. \quad (1.1)$$

На Рис.1.2в показаний вид коливань з цією частотою, більшої частоти джерела на величину додаткового зрушення частоти

$$F = \frac{f_0 \cdot V_{np}}{C}. \quad (1.2)$$

При русі приймача у напрямку від джерела зі швидкістю  $(-V_{np})$  (приймач 2 на Рис.1.2а) швидкість піків хвиль щодо приймача зменшується в порівнянні зі швидкістю звуку й стає рівної  $C - V_{np}$ . Частота коливань на вході приймача в цьому випадку дорівнює

$$f = \frac{f_0 (C - V_{np})}{C} = f_0 - F. \quad (1.3)$$



а — приймач 1 рухається до джерела зі швидкістю  $V_{np}$ , приймач 2 рухається від джерела зі швидкістю  $V_{np}$ ;

б — коливання, які випромінює джерело із частотою  $f_0$ ;

в — коливання в приймачі 1 — частота  $f_0 + F$ ;

г — коливання в приймачі 2 — частота  $f_0 - F$ .

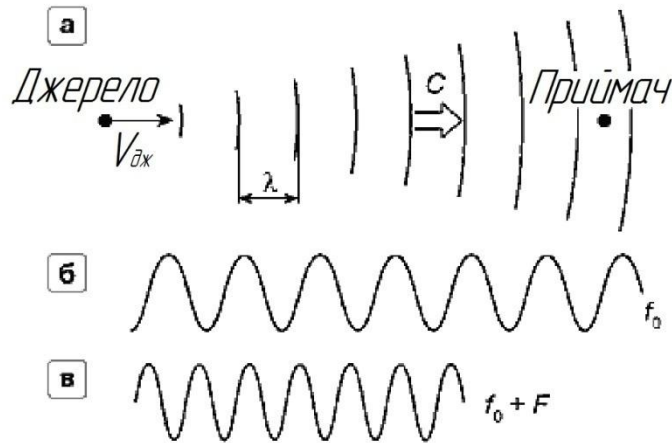
Рисунок 1.2 – Ефект Допплера при русі приймача

На Рис 1.2г показано вид коливання з цією частотою, що відрізняється від частоти джерела на величину того ж частотного зрушення, але за негативним знаком [6].

### Рухоме джерело звуку

Розглянемо випадок, при якому приймач є нерухомим, рухається джерело (Рис.1.3). Якщо джерело рухається в напрямку до приймача зі швидкістю  $V_{дж}$ , яка є відстанню між сусідніми піками хвиль які зменшуються, тобто зменшується в цьому напрямку довжина хвилі  $\lambda$ , відповідно до виразу:

$$\lambda = \frac{\lambda_0 (C - V_{дж})}{C}. \quad (1.4)$$



а — джерело рухається до приймача зі швидкістю  $V_{дж}$ .

б — коливання джерела - частота  $f_0$ .

в — коливання в приймачі – частота  $f_0 + F$ .

Рисунок 1.3 – Ефект Допплера при русі джерела

Використовуючи відоме співвідношення  $\lambda = \frac{C}{f}$ , можна написати вираз для частоти коливань на вході приймача, що стає більше, ніж частота джерела:

$$\lambda = \frac{\lambda_0 \cdot C}{C - V_{дж}} = \lambda_0 - F. \quad (1.5)$$

На Рис.1.3в показаний вид коливання на вході приймача із частотою, більшою, ніж частота джерела, на величину частотного зрушення  $F = \frac{f_0 \cdot V_{дж}}{C - V_{дж}}$ .

Якщо джерело рухається в протилежному напрямку від приймача, то частота на вході приймача зменшується:

$$f = \frac{f_0 \cdot C}{(C + V_{дж})} = f_0 - F. \quad (1.6)$$

Де  $F$  – частота зрушення.

$$F = \frac{f_0 \cdot V_{\text{дж}}}{C + V_{\text{дж}}}. \quad (1.7)$$

Так виглядає вираз частоти зрушення.

### **Рухомий відбивач ультразвуку**

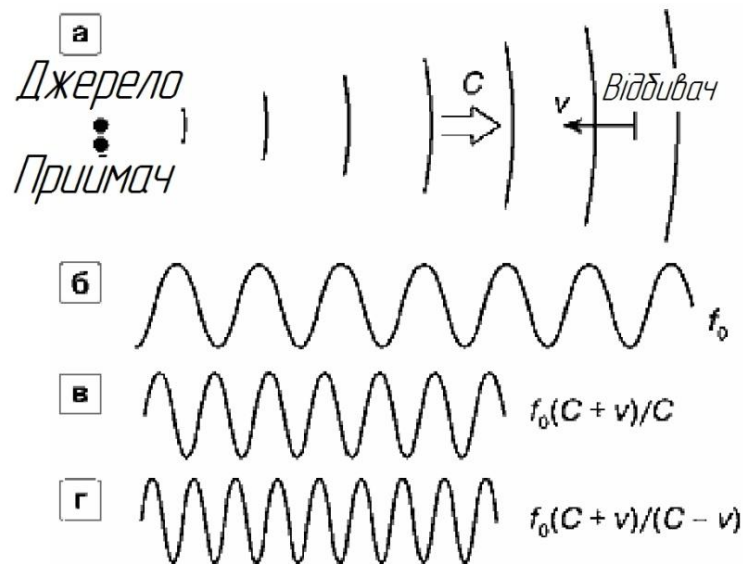
У медичних УЗ апаратом джерелом й приймачем сигналів об'єднані у перетворювачі приладу, тобто випромінювання і поглинання лун-сигналів відбувається в одному перетворювачі. Під час випромінювання ультразвуку в середину БС ультразвук відбивається й розсіюється на неоднорідностях структур. Лун-сигнали, що відбиті до датчика, приймаються ультразвуковим перетворювачем у датчику, який є приймачем лун-сигналів. Якщо при спостереженні біологічні структури є нерухомими, луни-сигнали від них не мають частотного зрушення.

У випадку, коли присутній рух біологічних структур, тоді у лун-сигналах з'являється частотне зрушення, яке змінює значення частоти лун-сигналу в порівнянні з частотою випромінюваного УЗ сигналу.

На Рис.1.4 схематично зображено сполучені джерело з приймачем ультразвуку і відбивач що рухається в бік джерела, та приймач зі швидкістю  $V$ . Коливання, які генеруються джерелом на відбивач, що рухається, має такий самий вид, як й у першому розглянутому випадку. Частота коливань на відбивачі:

$$f_B = f_0(C + V) / C. \quad (1.8)$$





а — сполучені нерухомі джерело з приймач, відбивач рухається до них зі швидкістю  $v$ .

б — коливання джерела із частотою  $f_0$ .

в — коливання, що приходить на відбивач,

г — коливання у приймачі.

Рисунок 1.4 – Ефект Допплера при русі відбивача

При відбиванні коливання в бік приймача, відбивач виступає в ролі джерела, саме тому коливання, що відлунуються від нього до приймача мають частоту аналогічно тому, як це було в другому випадку.

В результаті частота лун-сигналів на вході приймача визначається так :

$$f = f_0 \frac{C+V}{C} \times \frac{C}{C-V} = f_0 \frac{C+V}{C-V}, \quad (1.9)$$

де  $f_0$  – частота випромінювача,

$C$  – частота звуку,

$V$  – швидкість руху випромінювача й приймача.

Відповідно, коли відбивач рухається убік, протилежний від джерела і приймача, вираз для частоти на вході приймача змінюється [6]:

$$f = f_0 \frac{C-V}{C+V}, \quad f = f_0 \frac{C+V}{C-V}. \quad (1.10)$$

Так виглядає сутність ефекту Допплера в ультразвукових системах.

### 1.3 Частота випромінюємого сигналу

З виразу доплерівського зрушення частоти видно, що при незмінній швидкості руху БС Допплерівське зрушення пропорційне частоті випромінюваного датчиком сигналу, тобто чим більше частота випромінювання, тим більше і частота зрушення.

Тому для рухомих структур доцільно обирати як можна більшу величину частоти сигналу, тому що при цьому збільшується й точність (роздільна здатність) виміру доплерівського зрушення  $F_d$ , а отже, і точність оцінки руху структур у біологічному об'єкті у кожен момент часу.

Слід зауважити, що збільшення частоти випромінювання, нажаль, в стримується фізичними обмеженнями, які пов'язані із характером загасанням ультразвукових коливань у біологічних тканинах. Відомо, що ці загасання мають частотно - залежний характер, тобто із збільшенням частоти підвищується й ступінь загасання, а отже зменшується максимальна глибина проникнення хвиль, на якій можливо одержувати лун-сигнал прийняттого рівня, який є достатнім для виміру доплерівського зрушення частоти.

Рівень лун-сигналів, відбитих, наприклад, форменими елементами крові, у середньому нижче, ніж рівень лун-сигналів, які були відбиті від неоднорідностей м'яких тканин, що обумовлено дуже малим розміром формених елементів. Тому для одержання необхідного рівня лун-сигналів у заданому діапазоні глибин в доплерівських режимах застосовують більш низькі частоти.

У доплерівських режимах (без одночасного одержання В-зображення) використовуються, як правило, датчики з наступними частотами:

- 2 МГц - для дослідження судин головного мозку (транскраніального дослідження);
- 3 МГц - для дослідження плацентарного кровотоку;
- 4 або 5 МГц - для дослідження відносно великих і глибоко розташованих біологічних структур;
- 8 або 10 МГц - для дослідження дрібних, неглибоко розташованих біологічних структур [7].

#### 1.4 Класифікація датчиків по характеру випромінювання ультразвуку

Залежно від характеру випромінюваного ультразвуку виділяють постійно-хвильові та імпульсні датчики.

У постійно - хвильовому датчику (Рис.1.5) є два п'єзокристали, один з яких постійно випромінює ультразвуковий сигнал, другий - приймає відбиті лун-сигнали від БО при випромінюванні.

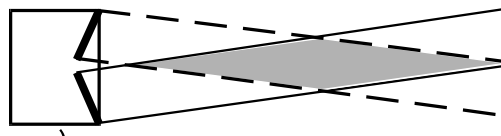


Рисунок 1. 5 – Схема постійно хвильового датчику

В імпульсних датчиках (Рис.1.6) один і той же кристал є приймачем лун-сигналів і випромінювачем ультразвукового сигналу на біологічний об'єкт.

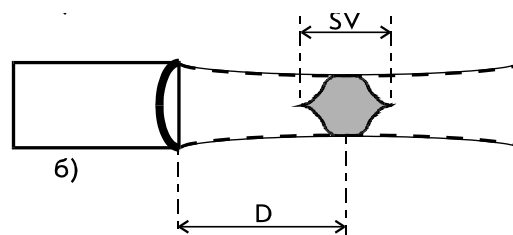


Рисунок 1. 6 – Схема імпульсного датчику

Принцип роботи у режимі імпульсного датчика значно розширює застосування окремих датчиків, тому що дозволяє здійснювати локацію на різних глибинах у БС [8].

### 1.5 Огляд типів існуючих датчиків для ультразвукової діагностики

#### **Лінійний датчик**

Частота випромінювання в діапазоні 5-15 МГц, глибина проникнення до 10 см. Висока частота сигналу дає можливість якісної побудови зображення, має високу роздільну здатність. За допомогою такого датчика складно забезпечити рівномірне прилягання до досліджуваного органу, це призводить до спотворень зображення на краях. Лінійні датчики використовують для дослідження органів, які розташовані поверхнево, м'язів, судин та невеликих суглобів.

#### **Конвексний датчик**

Частота випромінювання в діапазоні 2-7,5 МГц, глибина до 25 см. Ширина зображення на декілька сантиметрів ширша за розмір датчику. Обов'язково необхідно врахувати цю особливість під час визначення анатомічних орієнтирів та розмірів. Конверсні датчики використовуються для поглядання глибоко розташованих органів. Частота вибирається залежно від місця діагностики та комплекції пацієнта.

#### **Мікроконвексний датчик**

Різновид конвексного датчика, який використовують у педіатрії, конвексний датчик в зменшеному розмірі, дослідження роблять ті ж самі як і конвексним датчиком.

#### **Секторний датчик**

Робоча частота датчику у діапазоні 1,5-5 МГц. Невелику площина випромінювання для застосовується при необхідності отримання великого огляду на глибині з невеликої площі. Використовуються при дослідженнях міжреберних проміжків і серцевого м'яза.

#### **Секторні фазовані датчики**

Доволі часто застосовуються в кардіології. Секторна фазована решітка дає можливість зміни кутів променів в площині сканування, це дозволяє заглянути за ребра чи джерельце або заглянути за очі (необхідно при дослідженні мозку). Датчик має можливість випромінювати в режимах: постійно-хвильового чи безперервно-хвильового доплера. Тому що конструкція передбачає можливість незалежно приймати та випромінювати УЗ одночасно на різних частинах решітки.

### **Внутрішньопорожнинні датчики**

До внутрішньо порожнинних датчиків належать вагінальні, ректальні, ректально-вагінальні типи датчиків, такі типи датчиків використовують в областях медицини таких, як: акушерство, гінекологія, урологія.

### **Біпланові датчики**

Датчик є об'єднаними між собою випромінювачами конвексного та лінійний або конвексного з конвексним. За допомогою таких датчиків є можливість отримати зображення в поздовжній і поперечній площині. Окрім двопланових, існують ще й трьох-планові датчики, зображення виводиться одноразово зі всіх випромінювачів.

### **3D / 4D об'ємні датчики**

Механічні датчики з конструктивним кільцевим обертанням чи кутовим. Такі датчики надають можливість проведення посрезового сканування органів, з подальшим перетворенням інформаційного сигналу у тривимірне зображення. 4D представляє собою тривимірне зображення в режимі реального часу. Датчик дає можливість перегляду слоїв усіх зрізів зображень.

### **Матричні датчики**

Датчики з двовимірної ґратами. Датчики поділяють на

- 1.5D (полуторовимірні). Сума елементів по ширині решітки менше, ніж по довжині. Це дає максимальний дозвіл по товщині.
- 2D (двовимірні). Конструкція представляє собою прямокутну решітку з дуже великою кількості елементів по площині. Дозволяють отримувати 4D зображення, при цьому можливо одночасно дивитися на екрані декілька проєкцій та зрізів.

### Олівцеві датчики

У цих датчиках приймач і випромінювач розділені, використовується для кровоносної системи.

### Відеоендоскопічні датчики

Об'єднують в одному пристрої гастрофіброскоп / бронхофіброскоп і ультразвук.

### Голчасті (катетерні) датчики

**Мікродатчик** для введення в важкодоступні порожнини, судини, серце [9].

Представимо перелік усіх типів перетворювачів у вигляді схеми, рисунок 1.7.

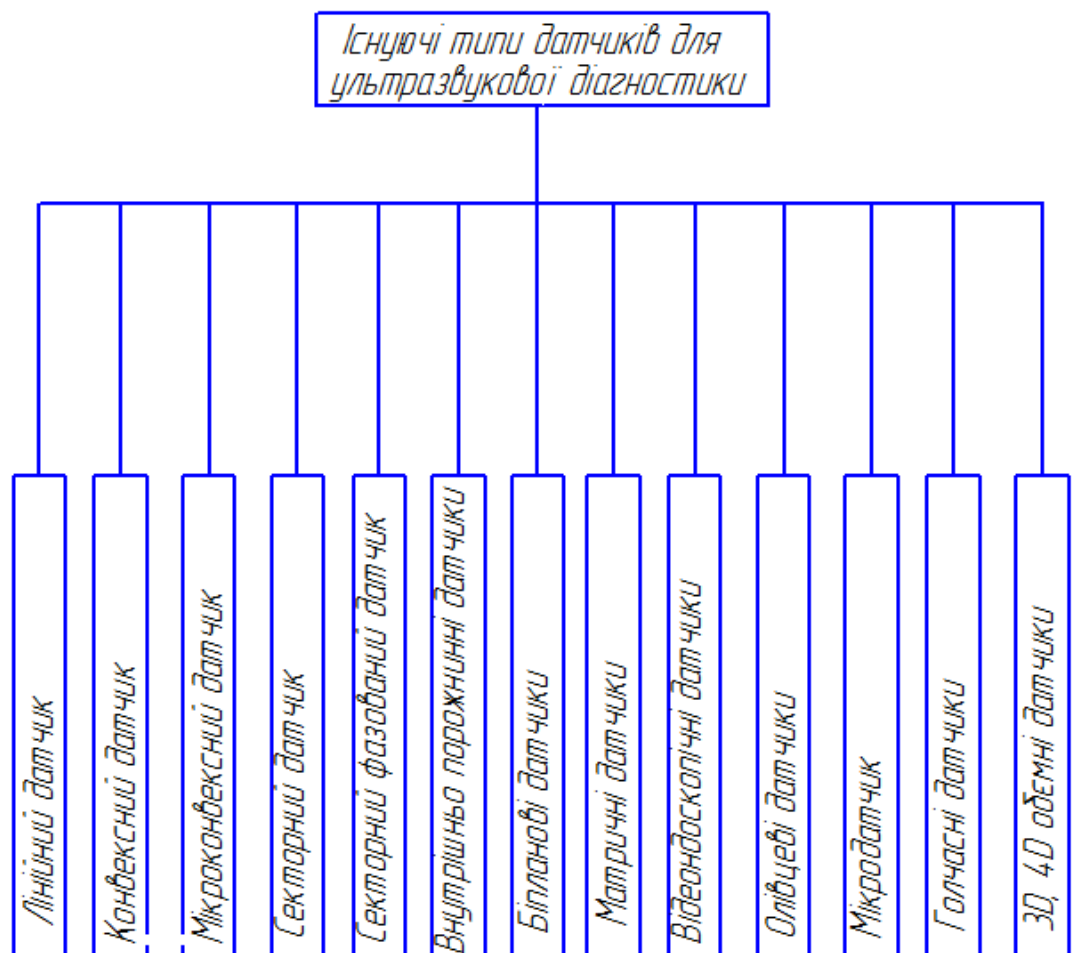


Рисунок 1.7 – Існуючі типи датчиків для ультразвукової діагностики

Кожен з типів ультразвукового датчику має свої переваги та недоліки, тому вибір та обґрунтування використання того чи іншого перетворювача залежить від типу діагностики.

### 1.6 Загальна конструкція ультразвукового перетворювача

Конструкція датчику складається з таких конструктивних одиниць: скануюча головка, кабель, конвектор.

- Конвектор призначений для приєднання датчика до УЗД-апарату. Він має безліч контактів, які виконано у вигляді штирів або металевих майданчиків. Доволі часто в корпусі коннектора розташовують електронний блок попереднього підсилення, іноді блок первинного посилення знаходиться в корпусі скануючої головки.

- Кабель являє собою гнучкий джгут з безлічі (часто з кількох сотень) мікропроводників, що з'єднують коннектор і п'єзокрістали скануючої головки.

- Скануюча головка, яка складається з:

1. Акустичної лінзи, лінза призначена для формування геометрії акустичного пучка та захисту випромінювача. Лінза виготовляється зі спеціального пластика, оргскла, чи акустичного скла, безпосередньо контактує з гелем і тілом пацієнта.

2. Узгоджувальні шари, вони призначені для ефективного проникнення акустичних хвиль. Являють собою комбінацію різних полімерних матеріалів.

3. Матриці з п'єзовиромінювача (перетворювач), призначена для випромінювання ультразвукових хвиль завдяки п'єзоєфекту.

4. Демпфера з твердого матеріалу, призначеного для усунення надлишкових вібрацій, додзвону та резонансу на випромінювачі з метою укорочення довжини імпульсу і збільшення роздільної здатності.

5. Корпусу з гнучким закінченням.

6. Муфти - гумової накладки для запобігання перегинання і пошкодження кабелю в місці виходу з корпусу датчика [8].

### 1.7 Огляд існуючих технічних рішень

Розглянемо декілька існуючих технічних рішень ультразвукових датчиків для УЗД.

#### **Лінійний датчик L12-4**

Спочатку розглянемо лінійний датчик L12-5 до УЗД апарату Philips, його зображення показано на рисунку 1.8.



Рисунок 1.8 – Лінійний датчик L12-4 до УЗД апарату Philips

Цей датчик має високу роздільну здатність, це дає можливість побудови якісного зображення. Характер напрямку випромінювання, має лінійний характер, тобто промені випромінювання випромінюються перпендикулярно до поверхні випромінювача. Його технічні характеристики представимо у таблиці 1.1 [9].



Таблиця 1.1 Характеристика лінійного датчику Лінійний датчик L12-4

Характеристики	Значення
Частота випромінювання	Від 4 до 12 МГц
Апертура	50 мм

*Продовження таблиці 1.1*

Область застосування	УЗД малих органів, щитовидної залози, молочної залози, судин, кінцівок, опорно рухового апарату.
Режими роботи	2D PW — імпульсно – хвильовий доплерівський режим ЦДК — кольорове доплерівське картування швидкості ЭД — енергетичне доплерівське картування Тканинна гармоніка Панорамне сканування

**Конвексний датчик C5-2 Active array для УЗД апарату Philips**

Важливою відмінністю датчиків конвексного типу являється те, що ширина зображення, за рахунок кутового розсіювання випромінювання, ширша за розмір датчику, зображення будується у формі похилої трапеції. Тому його ще називають широкосмуговим. Його зображення наведено на рис. 1.9.



Рисунок 1.9 – Конвексний датчик C5-2 Active array для УЗД апарату Philips

Такі типи датчиків мають широке застосування у акушерстві та гінекології, саме датчиками такого типу роблять дослідження плоду. Характеристики конвексного датчику наведено у таблиці 1.2.

Розглянуті датчики мають можливість використання декількох режимів випромінювання, у тому числі доплерівській режим.

Таблиця 1.2 Характеристика конвексного датчику C5-2 Active array

Характеристика	Значення
Частота випромінювання	Від 2 до 7.5 МГц
Область застосування	акушерство, гінекологія, абдомінальні та васкулярні дослідження
Режими роботи	2D PW — імпульсно – хвильовий доплерівський режим ЦДК — кольорове доплерівське картування швидкості ЭД — енергетичне доплерівське картування Тканинна гармоніка

Також конструкція датчиків передбачає можливості зміни частоти випромінювання, що дає можливість змінювати глибину сканування та змінювати точку фокусування. За для отримання гарної якості зображення необхідно правильно встановити або підібрати фокус випромінювача, максимальна якість зображення формується коли область дослідження лежить в фокальній площині випромінювача.

### **Висновки до розділу I**

1. У теоретичному розділі було розглянуто та обґрунтовано актуальність ультразвукової діагностики та розглянуто теоретичні основи роботи датчиків що працюють за ефектом Допплера. Надано класифікацію методів, які працюють на ефекті Допплера. Розглянуто сутність ефекту Допплера, типи взаємодії датчика та біологічної структури в залежності від

характеру взаємодії ультразвукового випромінювання (випромінювача), відбивача (біологічного об'єкту) та приймача відбитих лун-сигналів.

2. Розглянуто залежність обрання частоти випромінювання перетворювача від необхідної глибини, необхідної роздільної здатності та області застосування перетворювача. Слід зауважити, що збільшення частоти випромінювання, нажаль, стримується фізичними обмеженнями, які пов'язані із характером загасанням ультразвукових коливань у біологічних тканинах. Було розглянуто перелік частот випромінювання, які застосовують в медичній діагностиці в залежності від області застосування.

3. Розглянуто типи та області застосувань існуючих ультразвукових датчиків для ультразвукової діагностики та наведено приклади існуючих технічних рішень діагностичних ультразвукових датчиків. Та наведено огляд існуючих технічних рішень ультразвукових датчиків.

## II. КОНЦЕПЦІЯ ПОБУДОВИ МОДЕЛІ ВИПРОМІНЮВАЧА

Розглядаючи побудову випромінювачів для ультразвукової діагностики потрібно розуміти, що площинний перетворювач в ідеальному випадку здійснює коливання по всій площині поверхні з постійною частотою та з однаковою коливальною швидкістю по всій поверхні, яка генерує

випромінювання. Це уявлення про спрощену модель випромінювача, потрібно розуміти, що частина випромінювання згідно з законом розподілу енергії буде витрачатися на втрати енергій на коливання в різних площинах. Частина енергії буде перетворена на збудження радіальних площин та згинаючих мод коливань. Що відповідно призведе до її витрат. Якщо система кріплення п'єзоелектричного кристала є неідеальною, вона може стискати його в периферійній області що призведе до втрати енергії в просторовому пучку за рахунок маскуванню перетворення, тобто частина енергетичного пучка випромінювання буде поглинена (потрапить в пастку), це може відсікати діапазон робочої поверхні датчику, що є негативним в певних випадках, так і зменшувати бокові пелюстки в периферійній області, що може позитивно впливати на якість сигналу, в залежності від необхідної форми випромінюючого сигналу на БО.

Часом було доведено, що використання формату імпульсно -хвильового Допплера є більш зручним, легким в конструюванні та має ряд переваг над використанням безперервного Допплера, але найчастіше основне спрощення теоретичних моделей говорить про те, що збудження хвиль відбувається безперервно, це зумовлено тим, що це спрощує обрахунок таких моделей і пов'язано це з тим, що конструкція безперервного Допплера нівелює таку важливу проблему, як резонансні явища та додзвін прийнятих хвиль на приймач, який одночасно з тактовою зміною в часі є і випромінювачем. Після приймання чи випуску пакету пучків випромінювання, можливі залишкові коливальні артефакти на відчутнику. В імпульсному варіанту конструкції, це потребує впровадження додаткових демпфуючих елементів в конструкції датчику та акустичних пасток за для компенсування цього ефекту в конструкції.

Якщо опустити практичну частину виробництва та обрахунку таких моделей в цілому характер випромінювання буде відповідати постійному випромінюванню, яка буде прийнята за константну величину, що значно спрощує обрахунки. Це припущення, не зважаючи на свій ідеалізований формат

дає досить наочні характеристики та результати при моделюванні. Саме результати таких обрахунків використовуються на практиці для опису акустичних полів (у тому числі для псевдо перервного, радіо імпульсного випромінювання та інших типів імпульсного випромінювання) [10].

Не дивлячись на спрощення теорію про конструкцію простого поршневого випромінювача (постійного) можна розглядати як задовільне наближення опису до проведення реальних моделей пристроїв та прототипів.

В розрахунках моделі приймають поверхню випромінювача  $S$ , яка розбивається на елементарні ділянки  $dS$ , які представляють собою точкові випромінювачі. Точкові випромінювачі – це напівсферичні випромінювачі, які випромінюють у межах тілесного кута  $\pi/2$ . При цьому приймається, що довжина зондувального імпульсу не менше лінійних розмірів  $D$  – апертура випромінюючої поверхні, процес збудження відчутника є квазігармонічним. Шляхом інтегрування по площі  $S$  виразу потенціалу елементарного випромінювача для довільної точки  $M_1$  простору випромінювання [12].

При цьому, потенціал швидкостей разом з акустичним тиском та коливальною швидкістю у довільній точці акустичного поля (поля випромінювання) визначаються підсумуванням ефектів від всіх елементар точок  $M_1$ .

## 2.1 Характеристика випромінювання пульсуючої сфери

Оскільки в даній роботі досліджується дисковий перетворювач та модифікований перетворювач запропонованої конструкції, необхідно розглянути характеристику поля випромінювання акустичних перетворювачів у зоні випромінювання. Необхідно описати характер акустичного поля при випромінюванні.

Для того, щоб розуміти процеси формування та характеру випромінювання розглянемо загальні засади акустичного поля пульсуючої сфери.

Коливальна швидкість на випромінювачі формується з характеру потенціалу швидкостей випромінювання, тому вираз коливальної швидкості пов'язаний з потенціалом швидкостей. Цей вираз наведено у формулі (2.1). Вираз для акустичного тиску наведено у формулі (2.2).

$$p(r,t) = -\frac{d\Phi(r,t)}{dr} = \frac{v_0 a_0^2 \sqrt{1+k^2 r^2}}{r^2 \sqrt{1+k^2 a_0^2}} e^{j(\omega t - k(r-a_0) + \alpha - \alpha_1)}, \quad (2.1)$$

$$p(r,t) = \rho_0 \frac{d\Phi(r,t)}{dt} = \rho_0 \frac{v_0 a_0^2 \omega \rho_0}{r \sqrt{1+k^2 a_0^2}} e^{j(\omega t - k(r-a_0) + \frac{\pi}{2} - \alpha_1)}, \quad (2.2)$$

де  $\alpha = \arctg(kr)$ ,  $\alpha_1 = \arctg(ka_0)$ ,  $\alpha_0 \leq r \leq \infty$ ,

$\rho_0$  – густина середовища розповсюдження акустичних хвиль,

$a_0$  – радіус дискового перетворювача,

$\Phi$  – потенціал швидкостей,

$r$  – відстань від точки випромінювача до точки випромінювання,

$v_0$  – коливальна швидкість часток середовища в акустичному полі,

$\omega$  – коливальна швидкість,

$k$  – хвильове число.

Між акустичним тиском та коливальною швидкістю існує зсув за фазою, який виражається як  $\Delta\varphi = \varphi_p - \varphi_v = \pi/2 - \alpha$ . При умові значного перевищення  $r \gg \lambda$ , ( $\lambda$  – довжина хвилі), тобто для  $kr = 2\pi * r/\lambda \gg 1$ , отримуємо  $\alpha = \arctg(kr) \rightarrow \pi/2$ , тоді  $\Delta\varphi \rightarrow 0$ .

Можна зробити висновок, що при віддаленні випромінювання від сфери, між тиском акустичним і коливальною швидкістю фазовий зсув нівелюється. Потрібно зауважити те, що при розгляді було знехтувано характером та процесом згасання звуку в середовищі випромінювання.

Інтенсивність звуку, який випромінюється сферою, яка пульсує, аналогічно до виразу потужності змінного струму електричного кола, виглядає як:

$$I = \frac{1}{2} p v = \frac{v_0^2 a_0^4 \omega \rho_0 \sqrt{1 + k^2 r^2}}{2 r^3 (1 + k^2 a_0^2)} e^{-j(\frac{\pi}{2} - \alpha)},$$

де  $I$  – інтенсивність звуку,

$p$  – акустичний тиск.

На досить великій хвильовій відстані від пульсуючої сфери, а саме для  $kr = 2\pi r / \lambda \gg 1$  зробимо спрощення до  $\alpha = \arctg kr \rightarrow \pi/2$ . Тоді вираз інтенсивності спрощуємо та вираз набуває наступного вигляду, при спрощенні він стає дійсною величиною:

$$I \rightarrow I = \frac{v_0 a_0^4 k \omega \rho_0}{(1 + k^2 a_0^2) 2} \cdot \frac{1}{r^2}.$$

Враховуючи це, повна потужність випромінювання  $N$ , яка випромінена сферою для дальньої зони, підставляючи цей вираз, буде виражатись як:

$$N = 4\pi r^2 \cdot I = \frac{2\pi v_0^2 a_0^4 k \omega \rho_0}{1 + k^2 a_0^2}, \quad (2.3)$$

За допомогою якої можна визначити повну потужність випромінювання.



### 2.3 Акустичне поле плоского випромінювача

Тепер розглянемо процеси, які відбуваються у акустичному полі плоского привромінювача, оскільки дисковий випромінювач теж відноситься до плоских випромінювачів.

Фізичною моделлю плоского площинного випромінювача приймемо поршневу діаграму (Рис. 2.1). Поршнева діаграма це жорсткий плоский поршень, який коливається у напрямі своєї нормалі. Поршень розташований таким чином, щоб не було зазорів в безмежну та нерухому стінку – екран. Екран виступає в ролі екрану випромінення завдяки чому випромінювання відбувається в на півпростір, явищу дифракції хвиль на перетворювачі відсутнє. Розподіл швидкостей по всій безмежній площині задано як:

$$v_n = v_0 e^{j\omega t} \quad \text{для } 0 \leq \rho \leq a_0 ,$$

$$v = 0 \quad \text{для } a_0 < \rho < \infty.$$

Де  $v_n$  – коливальна швидкість часток середовища в акустичному полі,

$v_0$  – устелена коливальна швидкість часток середовища в акустичному полі.

Загальному, при розгляданні характеристик поля випромінювача майже завжди площину розглядають як сукупність точок простору, тобто характеристику складають з сукупності характеристик кожної окремої точки з поверхні випромінювача.

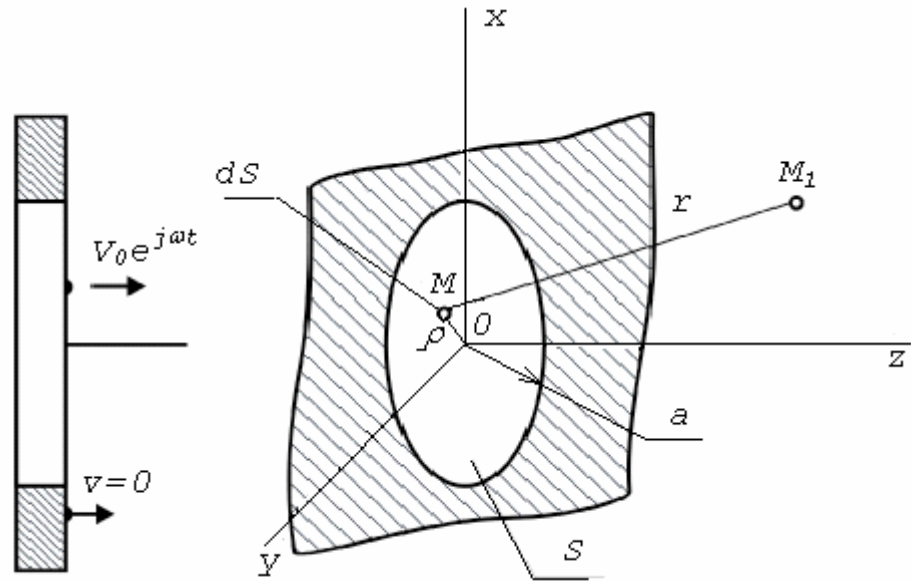


Рисунок 2.1 – Зображення плоскої поршневої діафраги [12]

Площину  $S$  розіб'ємо на елементи  $dS$  точкові випромінювачі, кожна точка випромінювача створює в точці простору свій потенціал швидкостей  $d\Phi$ .

Точкові джерела випромінювача уявимо як випромінюючі на півсфери. З виразу для потенціалу швидкостей навколо пульсуючої сфери помноживши чисельник і знаменник виразу на  $2\pi$  отримаємо:

$$o(r,t) = \frac{2\pi a_0^2 v_0}{2\pi r \sqrt{1+k^2 a_0^2}} e^{j(\omega t - k(r-a_0) - \alpha_1)} = \frac{S \cap v_0}{2\pi r \sqrt{1+k^2 a_0^2}} e^{j(\omega t - k(r-a_0) - \alpha_1)},$$

де  $S_0 = 2\pi a_0^2$  - площа випромінюючої на півсфери.

Якщо будемо розглядати перейшовши до безмежно малих величин, спрямовуючи  $\alpha_0 \rightarrow 0$ , тоді отримаємо  $2\pi a_0^2 \rightarrow 0$ ,  $ka_0 \rightarrow 0$  тоді поперечний вираз набуває вигляду:

$$do(r,t) = \frac{v_0 e^{j\omega t}}{2\pi} \cdot \frac{e^{-jkr}}{r} dS$$

Потенціал швидкостей  $M_1$  формується при підсумуванні потенціалів  $d\Phi(r,t)$  які створені елементами випромінювання  $ds$ , на котрі розбита поршнева діаграма (випромінювач), тобто інтеграл по площині випромінювача.

$$o(r,t) = \frac{1}{2\pi} \int_s v_0(x,y) e^{j\omega t} \frac{e^{-jkr}}{r} dS, \quad (2.4)$$

Так виглядає перша інтегральна формула Гюйгенса, яка визначає звукове поле площинного випромінювача при відомій коливальній швидкості його поверхні. Формула показує, що звукове поле є суперпозицією хвиль, які створені елементарними випромінювачами, які розподілені по поверхні випромінювача з урахуванням запізнювання потенціалу множника  $e^{-jkr}$  [12].

При розрахунку коливальної швидкості поверхні однаково та не залежно від координат  $x$  та  $y$ , акустичний тиск в просторі можна представити як:

$$p(r,t) = \rho_0 \frac{do(r,t)}{dt} = \frac{j\omega v_0 \rho_0 e^{j\omega t}}{2\pi} \int_s \frac{e^{-jkr}}{r} dS, \quad (2.5)$$

або

$$p(r,t) = \frac{jp_0 e^{j\omega t}}{\lambda} \int_s \frac{e^{-jkr}}{r} dS, \quad (2.6)$$

де  $\int_s \frac{e^{-jkr}}{r} dS$  - інтеграл Релея.

З результату інтегрування виразу (2.6) отримаємо характеристику спрямованості випромінювача чи приймача. До акустичних випромінювачів застосовано принцип взаємності, який говорить про те, що спрямованості випромінювача при випромінненні чи прийому вважаються однаковими.

## 2.4 Звукове поле вздовж осі випромінювача

Поле поблизу випромінювача має складну структуру, це видно з виразу (2.6). Характер випромінювання повздовж осі дозволяє поділити його на зони випромінювання. Якщо визначимо розподіл тиску вздовж нормалі до центру дискового випромінювача – осі  $z$ .

Для цього у вираз (2.6) підставимо вважаючи, що  $r_0$  - положення точки  $M_1$  на осі  $z$ . Рис 2.1. Отримаємо:

$$p(r,t) = \frac{jp_0 e^{j\omega t}}{\lambda} \int_s \frac{e^{-jkr}}{r} dS$$

При цьому відстань  $r$  змінюється в діапазоні між  $r_0$  та  $r_1$ .

Вибираємо елемент випромінювача  $M$  площею  $dS = \rho d\rho d\gamma$ . Оскільки  $r^2 = r_0^2 + \rho^2$ , що видно на рисунку 2.2. Після беремо похідну та одержуємо:

$$p(r_0, t) = \frac{jp_0 e^{j\omega t}}{\lambda} \int_0^{2\pi} d\gamma \int_{r_0}^{r_1} e^{-jkr} dr = \rho_0 e^{j\omega t} (e^{-jkr_0} - e^{-jkr_1})$$

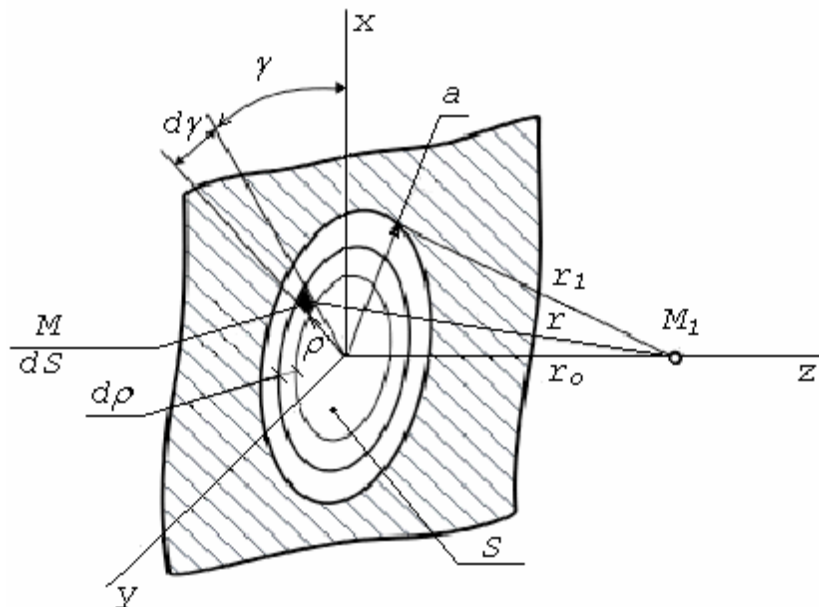


Рисунок. 2.2 – Зображення до розрахунку поля акустичного тиску на осі поршневої діаграми.

Виносимо за межі дужок у першій частині множник  $e^{-\frac{1}{2}jk(r_1+r_0)}$  та отримаємо:

$$p(r_0, t) = p_0 e^{j(\omega t - \frac{1}{2}k(r_1+r_0))} \left[ e^{\frac{j}{2}k(r_1-r_0)} - e^{-\frac{j}{2}k(r_1-r_0)} \right].$$

Використаємо формулу Ейлера та отримаємо остаточний вираз:

$$p(r_0, t) = 2p_0 e^{j(\omega t - \frac{1}{2}k(r_1-r_0) + \frac{\pi}{2})} \cdot \sin\left(\frac{\pi}{\lambda}(r_1 - r_0)\right).$$

Амплітудне значення акустичного тиску на випромінювачі в точці  $M_1$ , яка розташована на відстані  $r_0$  від центру випромінювання дорівнює:

$$P_{\max}(r_0) = 2p_0 \cdot \left| \sin\left(\frac{\pi}{\lambda}(r_1 - r_0)\right) \right|, \quad (2.7)$$

Можемо обрахувати амплітудний тиск на випромінювачі на підставі цієї формули.

## 2.5 Характеристика поля у ближній та дальній зоні випромінювання

Проаналізуємо характер зміни акустичного тиску вздовж акустичної осі  $z$ , який допомагає зрозуміти характер акустичного поля випромінювання. Для цього розглянемо закон зміни модуля тиску :

$$\left| \sin\left(\frac{\pi}{\lambda}(r_1 - r_0)\right) \right|$$

Розглядаємо наступні випадки:

**Точки вздовж осі z з нульовим значенням тиску.** Для них виконується умова

$$\pi/\lambda(r_1-r_0) = \pi n, \quad n=1, 2, 3, \dots$$

Останнє нульове значення тиску на осі (виключаючи умову при якій  $r_0 \rightarrow \infty$ ) знаходиться в точці на осі, для котрої виконується умова  $\pi/\lambda(r_1-r_0) = \pi$ , тобто для  $n=1$ , звідки  $r_1=r_0+\lambda$ .

Через те, що  $r_1^2=a^2+r_0^2$ , виходить що після сумісного рішення цих рівнянь одержимо відстань від останнього мінімуму до центру випромінювача з рівняння  $(r_0+\lambda)^2 = a^2 + r_0^2$ ,

або при урахуванні  $\lambda \ll a$

$$r_{0\min} = \frac{a^2}{2\lambda} - \frac{\lambda}{2} \cong \frac{a^2}{2\lambda}, \quad (2.8)$$

**Точки осі z з максимумами тиску.** Для них виконується умова

$$\pi/\lambda(r_1-r_0) = \pi/2(2n-1), \quad n=1, 2, 3, \dots$$

Останнє максимальне значення тиску знаходиться саме в точці для котрої виконується умова  $\pi/\lambda(r_1-r_0) = \pi/2$ , тобто для  $n=1$ , звідки  $r_1=r_0+\lambda/2$ .

Через те, що  $r_1^2=a^2+r_0^2$ , виходить що після сумісного рішення цих рівнянь одержимо відстань від останнього мінімуму до центру випромінювача з рівняння  $\left(r_0 + \frac{\lambda}{2}\right)^2 = a^2 + r_0^2$ , або при урахуванні  $\lambda \ll a$

$$r_0 = \frac{a^2}{\lambda} - \frac{\lambda}{4} \cong \frac{a^2}{\lambda} = r_{0n}, \quad (2.9)$$

Віддалені точки на осі z. Для визначення тиску акустичного на досить віддалених точках на акустичній осі скористаємося виразом (2.11), який було приведено до вигляду:

$$P_{\max}(r_0) = 2p_0 \cdot \left| \sin\left(\frac{\pi}{\lambda} \cdot \frac{a^2}{2r_0}\right) \right| = 2p_0 \cdot \left| \sin\left(\frac{\pi}{2} \cdot \frac{r_{0\lambda}}{r_0}\right) \right|, \quad (2.10)$$

З урахуванням  $r_0 \gg a$ , з урахуванням цього виконуємо перетворення:

$$r_1 - r_0 = \sqrt{r_0^2 + a^2} - r_0 = r_0 \left( \sqrt{1 + \frac{a^2}{r_0^2}} - 1 \right) \approx r_0 \left( 1 + \frac{a^2}{2r_0^2} - 1 \right) = \frac{a^2}{2r_0}.$$

При визначенні синуса на відстані від випромінювача у формулі (2.10) можливо впливати на його заміну, змінюючи його аргумент, амплітуду акустичного тиску, уздовж осі, це можна представити виразом:

$$P_{\max}(r_0) = p_0 \frac{\pi a^2}{\lambda} \cdot \frac{1}{r_0} = p_0 \frac{S}{\lambda} \cdot \frac{1}{r_0}, \quad (2.11)$$

З якого ми маємо, що тиск змінюється обернено пропорційно  $r$ , що є характерним для сферичних хвиль. На відстані  $\lambda = 6(a^2/\lambda)$  характер розповсюдження хвилі (з похибкою приблизно 1%) відповідає загальному сферичному закону.

Межею дальньої зони, а саме межею сферичного поля, вважається відстань  $r$  уздовж осі випромінювання, для якої виконується умова:

$$r_1 - r_0 = \frac{\lambda}{16},$$

Звідки  $\left(r_0 + \frac{\lambda}{16}\right)^2 = a^2 + r_0^2$ , враховуючи що  $\lambda \ll a$  маємо

$$r_0 = \frac{8a^2}{\lambda} - \frac{\lambda}{2} \cong \frac{8a^2}{\lambda} = 8r_{0\lambda}, \quad (2.12)$$

Результат аналізу розподілу тиску уздовж осі випромінювача показав, що:

1. вздовж осі випромінювача до відстані рівній  $r_0 = a^2 / \lambda$  (ближня зона) зона Френеля, звукова хвиля має характер розповсюдження по трубці випромінювання з перетином, яка є рівним розміру перетину поршневої діаграми тобто випромінювача. В ближній зоні вважають, що хвиля умовно плоска;

2. починаючи з відстані  $r_0 = 8r_{\text{бл}} = 8 \frac{a^2}{\lambda}$ , тобто в дальній зоні (зоні Фраунгофера) плоский випромінювач прийнято вважати, що він поводить себе як джерело сферичної хвилі. Саме ця хвиля формує звичну діаграму спрямованості випромінювання.

3. ділянку повздовж осі рівної  $\frac{a^2}{\lambda} < r_0 < 8 \frac{a^2}{\lambda}$  доцільно вважають перехідною зоною, у якій спостерігають поступовий перехід від площинної хвилі до сферичної, зображено на рис.2.4.

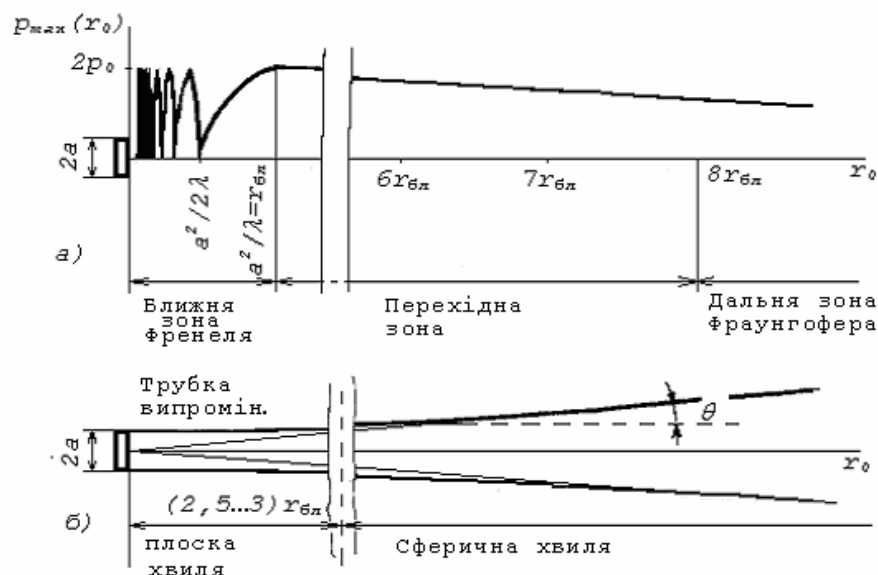


Рис. 2.3 – Зображення акустичного поля дискового випромінювача: а) розподіл модуля акустичного тиску вздовж акустичної осі; б) межі акустичного пучка

4. межами зон випромінювання перетворювачі, що не мають дискової форми, оцінюються з урахуванням їх розміру перетворювача.



Для квадратного чи прямокутного перетворювача, наприклад, з розмірами  $a \times 2b$  ближня зона буди визначатися за радіусом описаного кола:

$$r_0 = \frac{a^2 + b^2}{\lambda}.$$

Де  $a$  – ширина,  $b$  – висота прямокутника.

5. виходячи з рис. 2.3а, зробимо висновок, що звукова енергія, яка знаходиться у ближній зоні, саме вздовж осі акустичної не розповсюджується. Перехід у дальню зону характеризується існуванням концентричних зон з ненульовою інтенсивністю. Розглядаючи такий приклад, можна говорити саме про площинну хвилю у трубці випромінювання (на ближній зоні) вельми умовно.

2.6 Характеристика акустичного поля акустичного перетворювача в дальній зоні

З формули (2.6) отримуємо що розрахунок просторового розподілу акустичного тиску у полі випромінювання визначається за допомогою визначення інтеграла Релея. Результат рішення інтегралу залежить від геометричної форми випромінювача. Тому вигляд інтегралу потрібно привести до зручної форми, при цьому відстань  $r$  (рис. 2.4) представимо як:

$$\begin{aligned} r &= \sqrt{(x_1 - x)^2 + (y_1 - y)^2 + z_1^2} = \sqrt{x_1^2 - 2xx_1 + x^2 + y_1^2 - 2yy_1 + y^2 + z_1^2} = \\ &= \sqrt{r_0^2 + \rho^2 - 2(xx_1 + yy_1)} = r_0 \sqrt{1 + \frac{\rho^2}{r_0^2} - \frac{2}{r_0} \left( x \frac{x_1}{r_0} + y \frac{y_1}{r_0} \right)} = \\ &= r_0 \sqrt{1 + \frac{\rho^2}{r_0^2} - \frac{2}{r_0} (x \cos \alpha + y \cos \beta)} \end{aligned}$$

Де  $\cos \alpha = \frac{x_1}{r_0}$  та  $\cos \beta = \frac{y_1}{r_0}$  є спрямовуючими косинусами, а  $r_0$  - є модулем радіусу-вектора від центральної точки випромінювання до точки  $M_1$  у просторі  $(x_1, y_1, z_1)$ .

При розкладанні кореня в біном Ньютона (обмежимо розкладання двома членами), враховуючи що іншими членами 2-го порядку малості (тому що  $\rho < r_0$ ), отримаємо

$$r \approx r_0 \left( 1 + \frac{p^2}{2r_0^2} - \frac{1}{r_0} (x \cos \alpha - y \cos \beta) \right) = r_0 + \frac{p^2}{2r_0} - (x \cos \alpha + y \cos \beta)$$

Таким чином, інтеграл Релея для акустичного тиску набуває вигляду:

$$e^{-jkr_0} \int_s \frac{e^{jk(x \cos \alpha + y \cos \beta - \frac{p^2}{2r_0})}}{r_0 - (x \cos \alpha + y \cos \beta + \frac{p^2}{2r_0})} dS \cong \frac{e^{-jkr_0}}{r_0} \int_s e^{jk(x \cos \alpha + y \cos \beta - \frac{p^2}{2r_0})} dS, \quad (2.13)$$

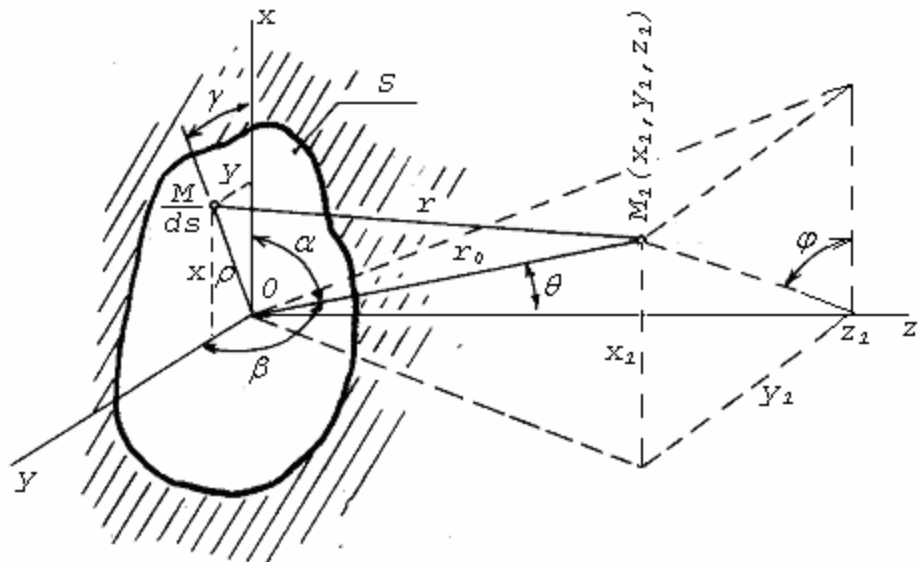


Рис.2.4 – Зображення до розрахунку для просторового поля випромінювання плоскої поршневої діаграми

Спростення було прийнято на підставі того, що геометрична різниця ходу дорівнює  $\left( \frac{p^2}{2r_0} - (x \cos \alpha + y \cos \beta) \right) \ll r_0$  і цією величиною можна знехтувати, тоді фазова різниця ходу буде дорівнювати:

$$k \left( \frac{p^2}{2r_0} - (x \cos \alpha + y \cos \beta) \right) = \frac{2\pi}{\lambda} \left( \frac{p^2}{2r_0} - (x \cos \alpha - y \cos \beta) \right)$$

Що є ядром для інтегралу Релея.

Врахувавши (2.6) та (2.13) можемо отримати характеристику спрямованості випромінення в системі координат  $(r_0, \alpha, \beta)$

$$p(r_0, \alpha, \beta) = \frac{j p_0 e^{j(\omega t - k r_0)}}{\lambda r_0} \int_s e^{jk(x \cos \alpha + y \cos \beta - \frac{p^2}{2r_0})} dS, \quad (2.14)$$

Для того, щоб перейти до сферичної системи координат  $\Theta$  і  $\phi$  (рис 2.5), в якому  $\Theta$  – кут між акустичною осю та радіусом-ректором,  $\phi$  – кут між площинами x-y та  $M_1(x_1, y_1, z_1)$ , проводимо заміну:

$$\cos \beta = \frac{y_1}{r_0} = \frac{r_0 \sin \Theta \cdot \sin \varphi}{r_0} = \sin \Theta \cdot \sin \varphi,$$

$$\cos \alpha = \frac{x_1}{r_0} = \frac{r_0 \sin \Theta \cdot \cos \varphi}{r_0} = \sin \Theta \cdot \cos \varphi.$$

Одержуємо в загальному вигляді формулу обчислення акустичного тиску у просторі випромінення плоского перетворювача:

$$p(r_0, \Theta, \varphi) = \frac{jp_0 e^{j(\omega t - kr_0)}}{\lambda r_0} \int_s e^{jk(x \sin \Theta \cos \varphi + y \sin \Theta \sin \varphi - \frac{p^2}{2r_0})} dx dy, \quad (2.15)$$

де  $p_0$  - акустичний тиску близько до випромінювача.

При умові, що величина  $\frac{\rho^2}{2r_0}$  нехтовно мала, тоді розподіл по амплітуді акустичного тиску у дальній зоні випромінювача набуває вигляду:

$$p(r_0, \Theta, \varphi) = \frac{jp_0 e^{j(\omega t - kr_0)}}{\lambda r_0} \int_s e^{jk(x \sin \Theta \cos \varphi + y \sin \Theta \sin \varphi)} dx dy, \quad (2.16)$$

## 2.7 Характеристика акустичного поля для дискового випромінювача

Оскільки в подальших дослідженнях буде використовуватися дисковий випромінювач, тому надамо визначення акустичному полі у дискового випромінювача.

Дисковий випромінювач з радіусом  $a$  та площею  $S = \pi a^2$ . Поверхня випромінювача має однакову коливальну швидкість, скориставшись виразом (2.16) у котрому декартові координати переведені в полярні заміною  $X = r \cos \gamma$ ,  $y = r \sin \gamma$ , також врахуємо те, що випромінює мий пучок є вісесиметричним, тоді достатньо розглянути для  $\varphi = 0$ , отримуємо

$$p(r_0, \Theta) = \frac{jp_0 e^{j(\omega t - kr_0)}}{\lambda r_0} \int_0^{2\pi} \int_0^a e^{jk r \sin \Theta \cos \gamma} r dr d\gamma. \quad (2.17)$$

Провевши інтегрування отримаємо розподіл акустичного тиску на дисковому випромінювачі у дальній зоні випромінювача

$$p_{\max}(r_0, \Theta, \varphi) = p_0 \frac{\pi a^2}{\lambda r_0} \left| \frac{2J_1(ka \sin \Theta)}{ka \sin \Theta} \right|, \quad (2.18)$$

Де  $2J_1(ka \sin \Theta) = J_1(\xi)$  – функція Бесселя першого роду 1-ого порядку.

У виразі (2.18) співмножник, який залежний від  $r_0$  називається дифракційним та характеризує ослаблення акустичного тиску повздовж осі, це відбувається через те, що є розходження променів. Другий співмножник характеризує розподіл акустичного тиску за фронтом хвилі відносно тиску на осі і називається характеристикою спрямованості.

## 2.7 Характеристика акустичного поля для модифікованого дискового випромінювача

Вище наведено загальні характеристики акустичних полів для випромінювачів. Запропонована модель дискового перетворювача має ступінчасту форму зі змінною товщиною випромінюючого елемента по площі випромінювачі. З одного боку випромінювач має плоску форму, а з іншої має змінну товщину, яка зменшується до центру випромінювача.

Виходячи з такої конструкції випромінювача необхідно описати характеристику випромінювання перетворювача. Опис характеру акустичного поля опишемо через акустичний тиск а полі випромінювання. Як і раніше розіб'ємо площину випромінювача на точки на площині, сумарна характеристика яких буде характеристикою випромінювання модифікованого перетворювача.

Зрозуміло, що товщина п'єзоелектричного перетворювача значно впливає на характеристику формування сигналів у площині випромінювання, тому зміну товщини випромінюючої площини необхідно врахувати. Цю залежність виразимо через формулу товщини  $h$  чутливого елемента.

$$h = \frac{C}{2f}, \quad (2.19)$$

де  $C$  – швидкість ультразвуку у випромінювачі,  $f$  – частота випромінювання.

Виходячи з виразу (2.18) врахуємо зміну товщини випромінювача через довжину хвилі  $\lambda$ , довжина хвилі має залежність з частотою та швидкістю розповсюдження, тому ми можемо виразити довжину хвилі через товщину випромінювача.

З формули (2.19) виразимо  $C$ :

$$C = 2hf \quad (2.20)$$

Відомо, що  $\lambda = \frac{C}{f}$ , підставимо значення  $C$  виразу (2.20) та після спрощення отримаємо:

$$\lambda = 2h$$

Підставимо до формули (2.18) значення довжини хвилі та отримаємо:

$$p_{\max}(r_0, \Theta, \varphi) = p_0 \frac{\pi a^2}{2hr_0} \left| \frac{2J_1(k \sin \Theta)}{k \sin \Theta} \right|, \quad (2.21)$$

де  $k$  – хвильове число, яке теж виражається через довжину хвилі, як  $k = 2\pi/\lambda$ .

Оскільки модифікований перетворювач має три перепади по товщині випромінювача, тому характеристика акустичного тиску такого випромінювача повинна містити три різні складові поля акустичного тиску в залежності від положення точки випромінювання. Кожен з кілець площі випромінювача має зсув за фазою  $2\pi n$ , де  $n=1,2,3\dots$ . Що говорить про зміну характеру випромінювання кожного з полів [14].

Також кожна ступінчата поверхня перетворювача має свій радіус  $a$  те, що насправді радіус, який описує коло в виразі (2.18) не є колом, а кільцем можна знехтувати через те, що значення акустичного тиску розраховується для кожної точки простору окремо, а не по площині.

В загальному характеристика розподілу акустичного тиску акустичного випромінювача буде виглядати як:

$$\begin{aligned}
p_{\max}(r_0, \Theta, \varphi) = & \sum p_1 \frac{\pi a_1^2}{2h_1 r_0} \left| \frac{2J_1(ka_1 \sin \Theta.)}{ka_1 \sin \Theta.} \right| + \sum p_2 \frac{\pi a_2^2}{2h_2 r_0} \left| \frac{2J_2(ka_2 \sin \Theta.)}{ka_2 \sin \Theta.} \right| + \\
& + \sum p_3 \frac{\pi a_3^2}{2h_3 r_0} \left| \frac{2J_3(ka_3 \sin \Theta.)}{ka_3 \sin \Theta.} \right|.
\end{aligned} \tag{2.22}$$

Формула (2.22) описує розподіл акустичного тиску модифікованого перетворювача.

## Висновки до II розділу

Було розглянуто концепцію побудови математичної моделі перетворювачів, розглянули засади та характеристики виникнення та фізичні основи акустичних полів випромінювачів.

Розглянуто та описано характеристики випромінювання пульсуючої сфери. Розглянуто акустичне поле для плоского випромінювача. Параметри звукового поля вздовж осі випромінювача у різних положеннях відносно центру випромінювання.

Описали процеси розходження випромінювання у ближній та дальній зонах випромінювання. Та дано загальний вигляд поля в дальній зоні. Оскільки дослідження проводяться на дискових перетворювачів розглянули акустичне поле для дискового випромінювача.

Було розглянуто та описано характер розподілу акустичного поля для модифікованого перетворювача, та створення виразу для знаходження

розподілу акустичного тиску у полі випромінювання з урахуванням зональної форми модифікованого випромінювача.

### III ДОСЛІДЖЕННЯ ПЕРЕТВОРЮВАЧА ДЛЯ УЛЬТРАЗВКОВОЇ ДІАГНОСТИКИ

#### 3.1 Огляд запропонованої моделі перетворювача

Збудження та реєстрування лун-сигналів ультразвукових коливань приладом працюючим за ефектом Допплера виконують датчиком, який складається з одного чи кількох чутливих елементів (відчутників). Вони представляють собою п'єзоелектрики з різної геометричною формою та з різним хімічним складом, вибір цих параметрів залежить від поставленої задачі та області застосування перетворювача, обраного принципу побудови відчутника ультразвукової діагностичної системи.

При побудові діагностичних ультразвукових датчиків необхідно враховувати, що біологічний об'єкт за своєю структурою є неоднорідним, та має різні за характером будови шари, це все значно впливає на характер проходження та точну локалізацію ультразвукових хвиль в площині ви



випромінювання. Поглинання хвиль у БС відбувається за нелінійним законом, та має значну залежить від частоти, відстані до фокальної площини випромінювача та розміру фокальної плями [18].

Точність фокусування ультразвукового пучку випромінювання безпосередньо впливає на якість роздільної здатності системи, що впливає на точність інформаційних даних. Під час проходження коливання, внаслідок дифракційних явищ, ультразвуковий пучок розходить в радіальному напрямку. При віддаленні випромінювання від площини перетворювача інтенсивність пучка зменшується, при цьому значення поперечного січення зростає, це призводить до погіршення роздільної здатності у фронтальному напрямку.

Таким чином, для впливу на роздільну здатність, та її покращення, у перетворювачі вдаються до параметрів випромінювача. При цьому, для досягнення кращого фокусування випромінювання доволі часто використовують додаткові фокусуючі системи [12].

У даній роботі запропоновано конструкцію перетворювача дискової форми з матеріалу ЦТС-19, «ступінчатої форми», конструкція перетворювача передбачає покращення фокусування ультразвукового випромінювання. У конструкцію п'єзоелектричного перетворювача покладено форму круглої зональної лінзи.

При такій конструкції перетворювача синтезується циліндричний фронт хвилі, при цьому фаза хвилі кожної зони буде відрізняється на крок  $2\pi n$ , де  $n=1,2,\dots$ . Також слід зауважити, що на краях кожної з зон виникають дифракційні явища, які теж впливають на характеристики випромінювання, тому це потрібно враховувати при побудові проекту повної конструкції перетворювача.

Одна з переваг такої конструкції перетворювача конструкційна можливість реалізації динамічного фокусування у режимі реального часу. Та можливість одночасного отримання кількох фокальних площин одночасно. Фокусом управляють через зміну частоти збудження на п'єзоелементі [19].

Відомо, що у медичній діагностиці частоту випромінювання ультразвукових хвиль обирають залежно від відстані до структури дослідження, необхідної глибини проникнення ультразвукового сигналу та характеру структури біологічного середовища (наприклад, наявності кісткових тканини, м'язи), чи необхідності пошуку акустичного вікна на об'єкті дослідження (наприклад необхідно зробити дослідження за кісткою) [6].

Принцип роботи динамічного де фокусування – зміна фокусу системи при зміні частоти збудження п'єзoeлектричного перетворювача. На Рисунку 3.1 показано принцип дії де фокусування, де точки  $F1$ ,  $F2$ ,  $F3$  – фокальні площини випромінювання при встановленні різної частоти збудження коливач перетворювача.

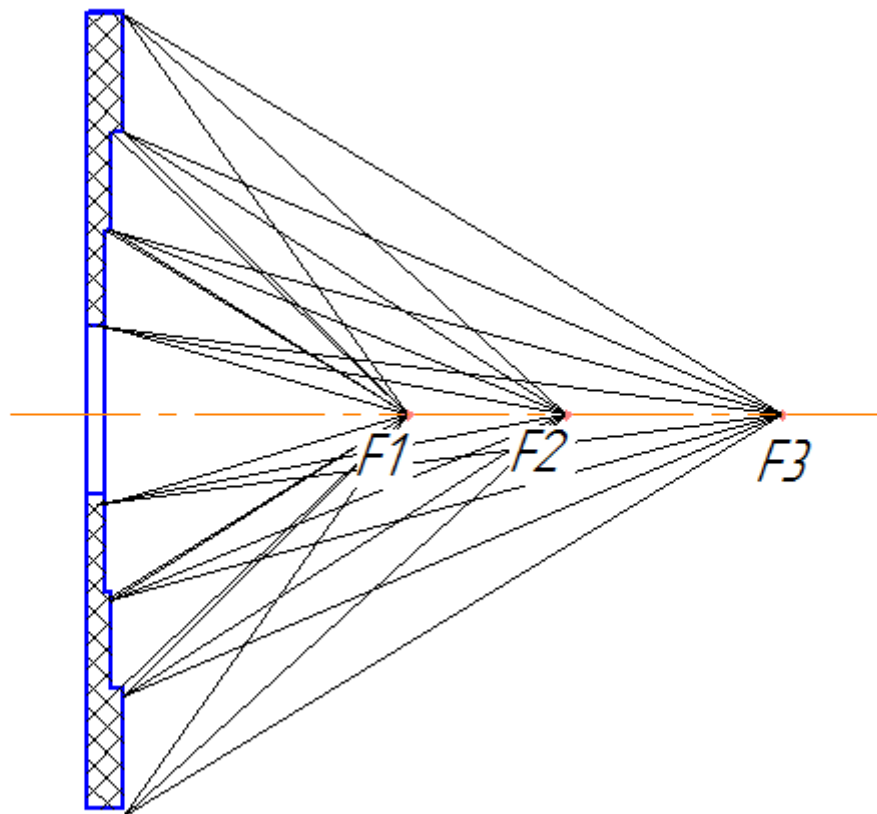


Рисунок 3.1. Принцип динамічного де фокусування

В залежності від частотних характеристик випромінювання відповідно змінюється й форма перетинів розходження променів. Представлення зміни форми перетинів променів у фокальних площинах зображено на Рисунку 3.2.

Принципіальною різницею такої моделі перетворювача є те, що полоса пропускання при прийманні (реєстрації) відбитого лун-сигнала значно ширша. При цьому, сигнали, які зазвичай проходили повз реєструючий елемент, через різницю частоти відбитого сигналу та частотного діапазону приймаючого перетворювача, тобто частотна характеристика відбитого сигналу виходила за межі частотної полоси пропускання перетворювача і такий сигнал не реєструвався взагалі.

При цьому лун-сигнали, пройшовши повз реєструючий елемент теж несуть інформаційний характер про БО. Така часткова втрата інформації про об'єкт несе за собою спотворення та втрату точності ідентифікації сигналів.

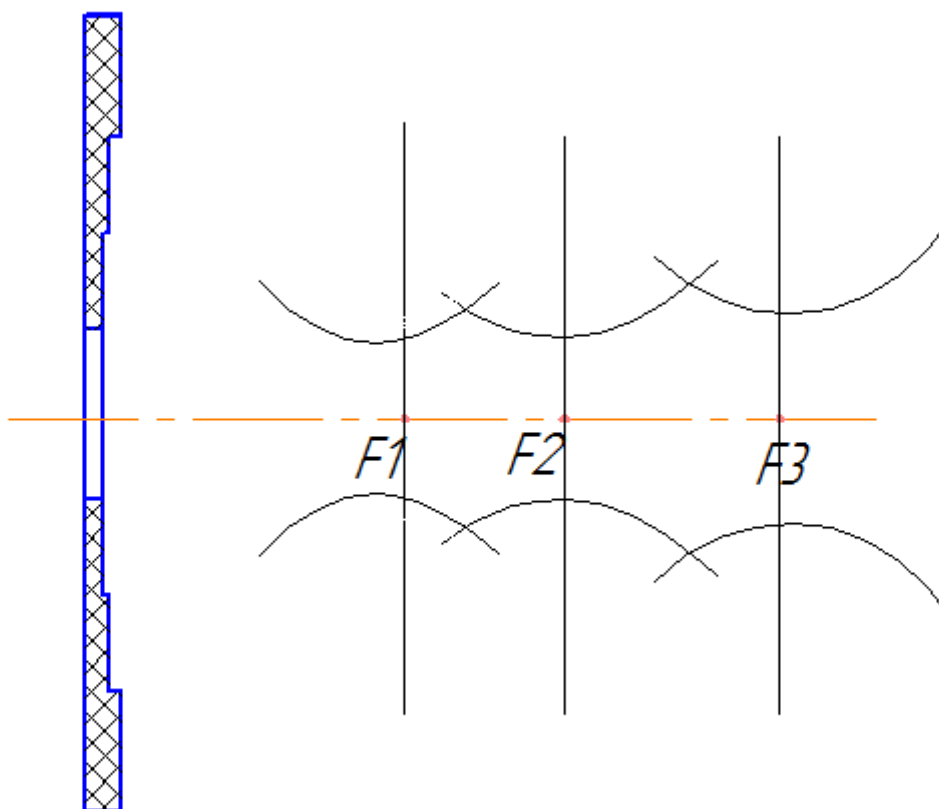


Рисунок 3.2 – Зміна форми перетинів променів у фокальних зонах при динамічному де фокусуванні

Таким чином, за рахунок розширення динамічного акустичного діапазону на прийманні лун-сигналів перетворювачем, підвищується точність достовірності діагностичного ультразвукового скринінгу.

Задачею експерименту є зняття характеристик виготовленого відчутника за запропонованою формою та порівняння його характеристики з п'єзоелектричним перетворювачем дискової форми.

Для проведення експерименту було обрано п'єзоелектричні відчутними з п'єзокерамічного матеріалу ЦТС-19, цей матеріал є одним з найбільш поширених матеріалів для датчиків УЗД, вибір матеріалу зумовлений його технічними характеристиками та доступністю на ринку. Характеристика матеріалу наведена в таблиці 3.1 [20].

Швидкість звуку у ЦТС –19 складає приблизно 3300 м/с. Для підвищення механічної стійкості та поглинання випромінюючого елемента застосовується так званий акустичний демпфер [8].

Таблиця 3.1 Характеристика ЦТС-19

Параметр	Позначення. Одиниці виміру	ЦТС-19
Пористість	%	звичайна
Відносна діелектрична проникність	$\epsilon_{33}^T/\epsilon_0$	1869
Тангенс кута діелектричних втрат	tg, %	1,68
Коефіцієнти електромеханічного зв'язку:	Товщинної моди коливання, $k_t$	0,530
	Планаторної моди	0,550

	коливання, $k_p$ не більше	
Відношення	$k_t/k_p$	0,950
П'єзоелектричні модулі:	Поперечної моди коливань, $d_{31, 10}^{-12}$ Кл/Н	175
	Продольної моди коливань $d_{33, 10}^{-12}$ Кл/Н	494
Швидкість звуку	$V_t^D, 10^3$ м/с	4,47
Акустичний імпеданс товщинної моди коливань	$Z_a, \text{Mray}$	33,6

### 3.2 Дослідження характеристик плоского дискового перетворювача

Дослідження проводились на п'єзоелементах з п'єзокераміки ЦТС-19 розміру 62 x 3 мм. Дисковий відчутних зображено на рисунку 3.3.

При проведенні експерименту було використано обладнання:

- Осцилограф С1-93;
- Генератор сигналів низькочастотний ГЗ-109;
- Генератор сигналів високочастотний Г4-102;
- Вольтметр.



Рисунок 3.3 – Дисковий перетворювач з матеріалу ЦТС-19

При проведенні експерименту були зняті показники АЧХ перетворювача на різних частотах коливання. Отримані експериментальні дані наведені в таблиці 3.2. АЧХ знімалися у частотному діапазоні від 20 кГц до 170 кГц.

Таблиця 3.2 АЧХ дискового перетворювача з матеріалу ЦТС-19

$f, \text{кГц}$	$U, V \cdot 10^{-3}$	$f, \text{кГц}$	$U, V \cdot 10^{-3}$
20	2,3	78	2
23	1,9	80	1,6
26	1,9	83	1,14
32	0,4	86	0,98

33	7,6	89	0,96
35	4,2	92	0,86
38	2,75	95	0,84
41	2,25	98	0,82
44	2	101	0,8
47	1,75	104	0,76
50	1,65	108	0,7
53	1,5	112	0,66
56	1,4	116	0,6
59	1,3	120	0,49
62	0,76	122	0,8
65	1,08	122	0,84
68	0,98	124	0,84
71	0,9	130	0,66
74	0,78	169	0,56
77	0,44		

З отриманих даних було побудовано графік, зображення графіку наведено на рис.3.4.

З графіку можна зробити висновки про робочий діапазон перетворювача у частотному діапазоні від 20 до 180 кГц. Різке пікове значення резонансу зареєстровано на частоті випромінювання  $f=33$  кГц.

У серії наступних випробувань була розглянута АЧХ перетворювача у високочастотному діапазоні.

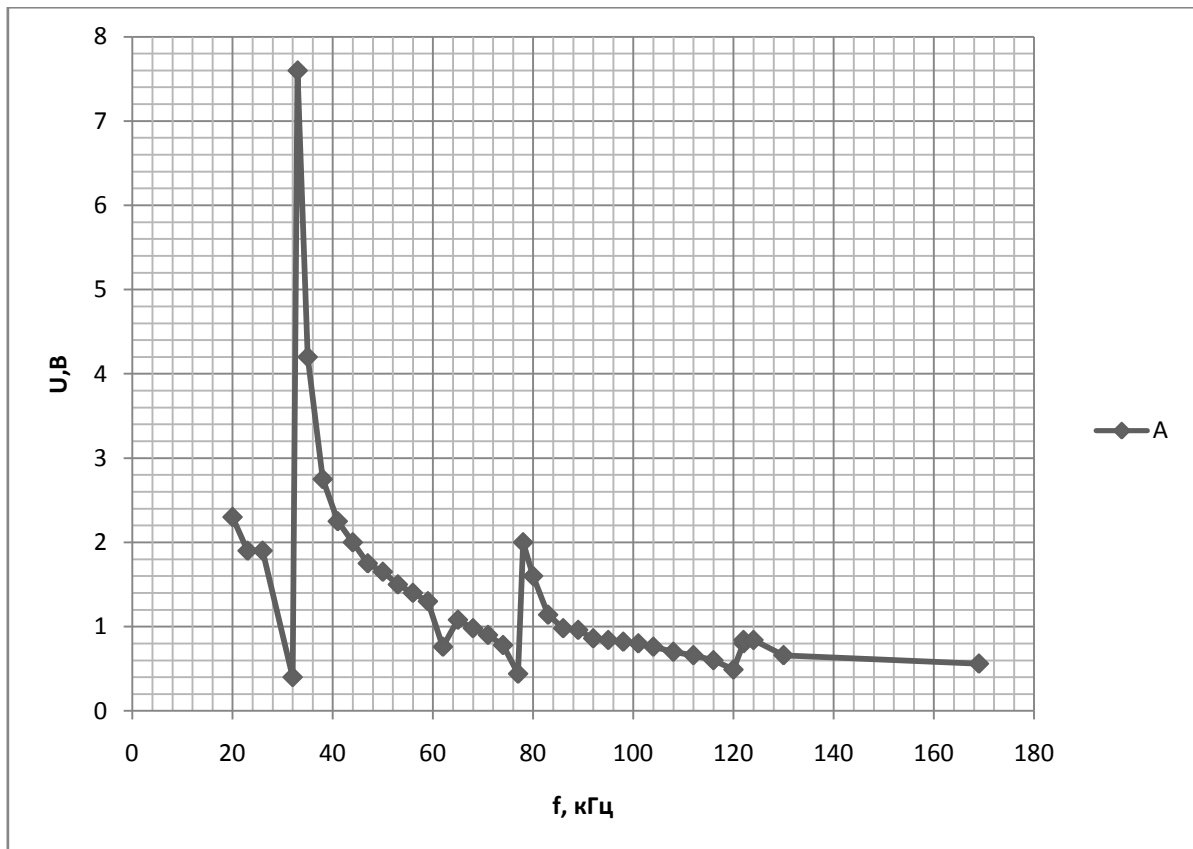


Рисунок 3.4 – Графік АЧХ дискового п'єзоперетворювача у низькочастотному діапазоні

Надалі при проведенні експерименту були зняті показники АЧХ перетворювача у високочастотному діапазоні коливання. Отримані експериментальні дані наведені в таблиці 3.3. АЧХ знімалися у частотному діапазоні від 0,35 МГц до 50 МГц, у таблиці наведені зняті показники напруги з ненульовим значенням,  $U$  (В) усіх не вказаних частот дорівнює нулю або наближається до нього.

Таблиця 3.3 АЧХ дискового відчутними з матеріалу ЦТС-19 у високочастотному діапазоні

Hz,	
MHz	U, В
6	0,1



6,5	0,3
7	0,6

*Продовження таблиці 3.3*

7,5	0,6
8	0,8
8,5	1,2
9	1,5
9,5	3,4
10	2
10,5	1,8
11	0,6
11,5	0,5
12	0,2
12,5	0,1
13	0,1

З отриманих даних було побудовано графік АЧХ, зображення графіку наведено на рис.3.5.

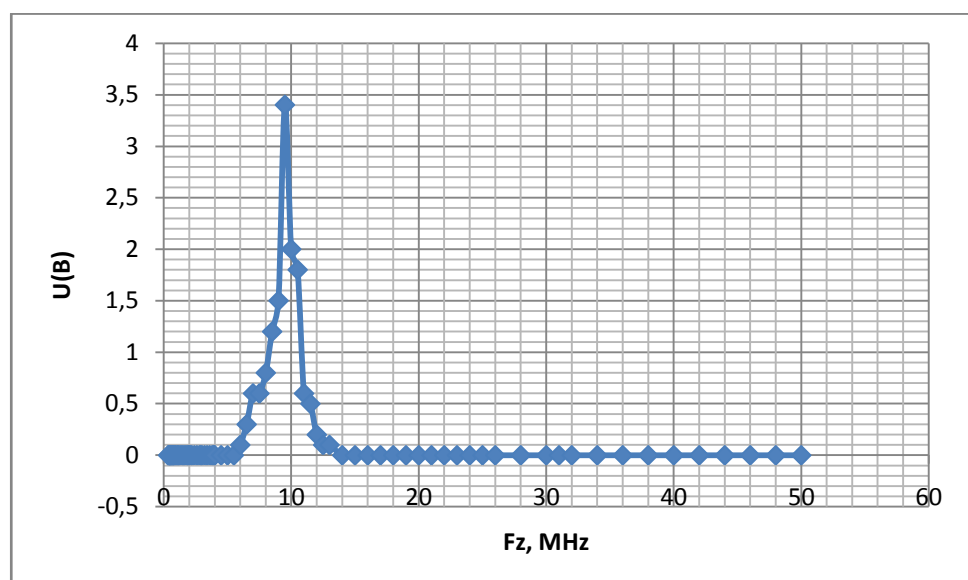


Рисунок 3.5 – АЧХ дискового п'єзоперетворювача у високочастотному діапазоні

З отриманого графіку можна зробити висновки про робочий діапазон перетворювача у частотному діапазоні перетворювача. Також можливо зробити висновки, про те, що дисковий перетворювач майже не працює у високочастотному діапазоні, вузька пропускна смуга унеможлиблює його використання на ультразвукових частотах. Різке пікове значення резонансу зареєстровано на частоті випромінювання  $f=9,5$  МГц і досягає значення  $U$  3,5 В.

### 3.2 Дослідження характеристик модифікованого дискового перетворювача

Запропонована конструкція дискового перетворювача, в основу конструкції якого покладена форма зональної лінзи (Френелівської лінзи) зображено на Рисунку 3.6.

Перетворювач був зроблений з п'єзокерамічного диску з матеріалу ЦТС-19, розміром 62 мм на 3 мм. Конструкція має ряд «сходинок» з отвором всередині.

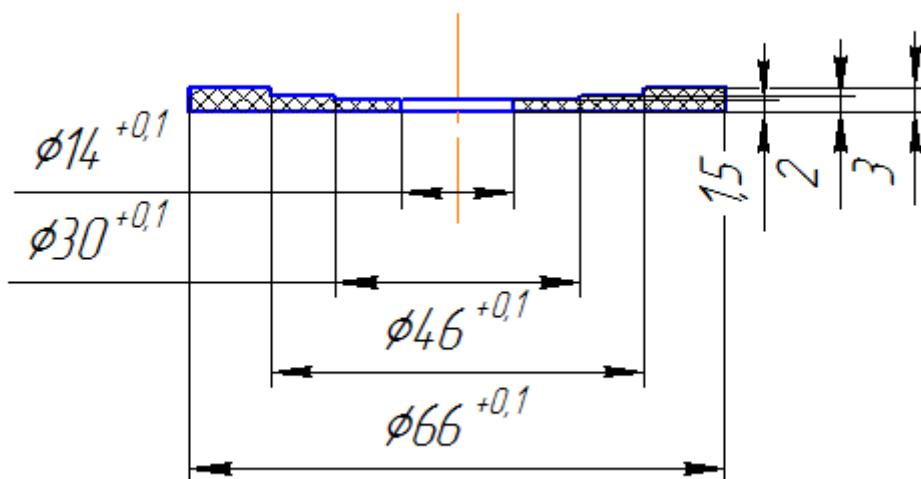


Рисунок 3.6 – Конструкція дискового перетворювача ступінчатої форми

При такій конструкції перетворювача під час випромінювання синтезується циліндричний фронт хвиль. Зміна геометричної форми відчутними таким чином дозволяє значно розширити частотну полосу пропускання перетворювача. Це важливий параметр при діагностиці біологічних об'єктів, оскільки БС є дуже неоднорідними, тому при проходженні акустичних променів біологічним об'єктом промені розсіюються і відлунуються неоднорідно і широкому частково неоднорідному частотному діапазоні, оскільки частота пропускання значно обмежена, частина відбитих лун-сигналів від БО не реєструються датчиком взагалі, вони проходять повз реєструючий елемент, оскільки вони виходять за межі частотного діапазону перетворювача. При цьому частина скринінгової інформації втрачається, що напряму впливає на якість і точність діагностичної інформації.

Оскільки перетворювач має дискову форму, при переході між зонами змінюється фаза на  $2\pi n$ , де  $n$  – кількість меж зон [21].

Зображення перетворювача на якому проводилися експериментальні дослідження зображено на Рисунку 3.7.



Рисунок 3.7 – Модифікований перетворювач

З модифікований перетворювачем було зроблено серію експериментів, у високочастотному та низькочастотному діапазоні. Отримані дані наведено у таблиці 3.4.

Таблиця 3.4 Результати експерименту модифікованого перетворювача у високочастотному діапазоні

Hz, MHz	U,B	Hz, MHz	U,B
0,35	4,9	3,95	5,2
0,38	4,3	4	6,2
0,4	4	4,5	5,8

*Продовження таблиці 3.4*

0,42	3,9	5	6
0,45	3,6	5,5	10,8
0,47	3,3	6	12,8
0,5	3,1	6,5	14,8
0,525	2,7	7	20,8
0,55	2,6	7,5	26,6
0,5	2,4	8	36
0,6	2,3	8,5	50
0,65	1,7	9	70
0,675	1,9	9,5	96
0,7	3	10	76
0,725	3,4	10,5	60
0,75	2,8	11	46
0,8	2,9	11,5	38
0,85	2,3	12	34

0,9	1,9	12,5	28
0,95	1,6	13	28
1,05	1,4	14	18
1,1	1,6	15	16
1,125	3,8	16	16
1,2	1,7	17	16
1,3	1,1	18	16
1,4	1,3	19	12
1,5	1,6	20	33
1,6	1,7	21	20
1,7	1,2	22	23
1,8	0,9	23	26
1,9	0,8	24	28
1,95	0,7	25	25
2	1,1	26	27
2,1	1,3	28	20
2,2	1,6	30	21
2,4	1,7	31	20
2,6	2	32	16
2,8	2,4	34	15
2,9	4,5	36	13
3	2,9	38	11
3,2	3	40	10
3,4	3,1	42	9
3,6	3,5	44	8
3,8	4	46	8
3,9	4,4	48	7,5
3,95	5,2	50	7,5

Діаграму результатів експерименту наведено на Рис. 3.8.

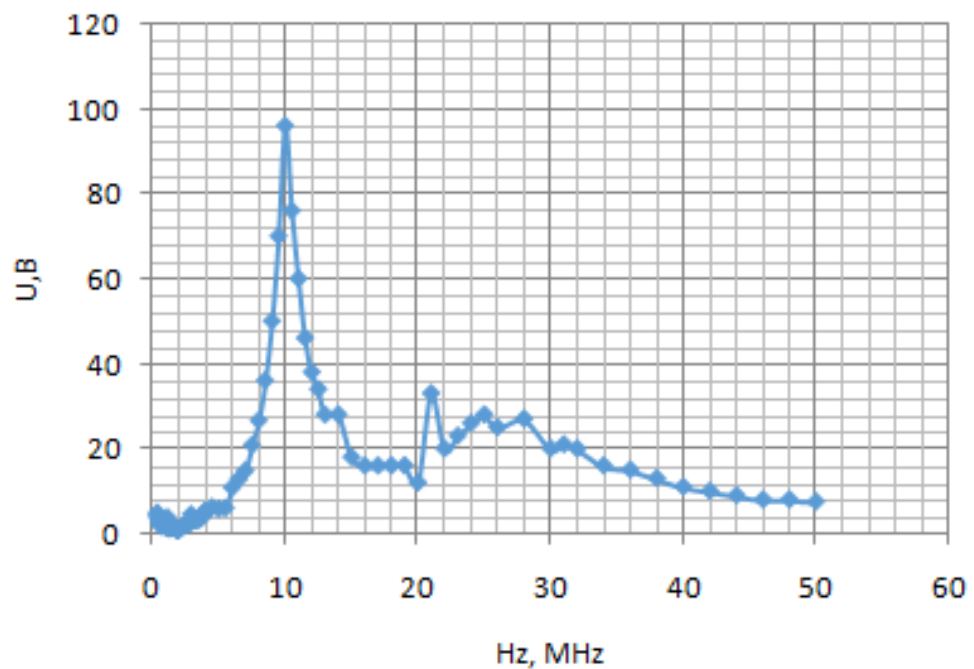


Рисунок 3.8 – Діаграма АЧХ модифікованого перетворювача у високочастотному діапазоні

АЧХ має ярко виражений екстремум, зональна форма перетворювача випромінює коливання у діапазоні частот відповідним перепаду товщини пластини, товщина диску коливається у діапазоні від 3 до 1мм. Тобто кожне кільце перетворювача випромінює частоту залежну від її товщини.

До того ж перетворююча поверхня елемента має кілька фокусуючи поверхонь, за рахунок чого можна отримувати кілька фокусуючи поверхонь одночасно у доволі широкому частотному діапазоні, чи одну та приймемо зі значно розширеною частотою пропускання. Можливість одночасного отримання трьох фокальних площин, може значно впливати на кількісну якість діагностичної інформації.

Наступний експеримент був направлений на знятті АЧХ модифікованого перетворювача у низькочастотному діапазоні випромінювання. Результати експерименту наведено у таблиці 3.5.

Таблиця 3.5 Результати експерименту модифікованого перетворювача у  
низькочастотному діапазоні

f, кГц	U,B	f, кГц	U,B	f, кГц	U,B
20	1,8	56	1,1	92	6
21	1,4	57	1	93	5,75
22	0,6	58	1	94	5,75
23	1,8	59	1,05	95	5,5
24	5	60	0,9	96	5,625
25	5,6	61	0,9	97	5,625
26	4,3	62	0,8	98	5,25
27	3,6	63	0,8	99	5,125
28	3,2	64	0,8	100	5
29	3	65	0,6	104	4,75
30	2,6	66	1,375	106	4,625
31	2,5	67	2,25	108	4,5
32	2,2	68	3	110	4,5
33	2,2	69	3,75	112	4,5
34	2,1	70	18,25	114	4,5
35	2,05	71	14,5	116	4
36	1,8	72	11	118	4
37	1,8	73	9,5	120	4
38	1,7	74	8,5	122	4,25
39	1,7	75	7,5	124	4
40	1,6	76	6,5	130	3,75
41	1,6	77	5,25	134	3,5
42	1,6	78	5,25	140	3,375
43	1,7	79	8,5	145	3,5
44	1,9	80	9,5	150	3,25
45	1,6	81	8,5	155	3

46	1,4	82	8,5	160	2,75
47	1,4	83	7,5	165	2,25
48	1,4	84	7	170	2,25
49	1,2	85	6,5	175	3,5
50	1,2	86	6,5	180	3,5
51	1,3	87	6	185	3
52	1,4	88	6	190	2,75
53	1,4	89	6	200	2,5
54	1,1	90	5,75		
55	1,1	91	5,5		

За результатами експерименту було побудовано АЧХ модифікованого перетворювача у низькочастотному діапазоні наведено на рисунку 3.8.

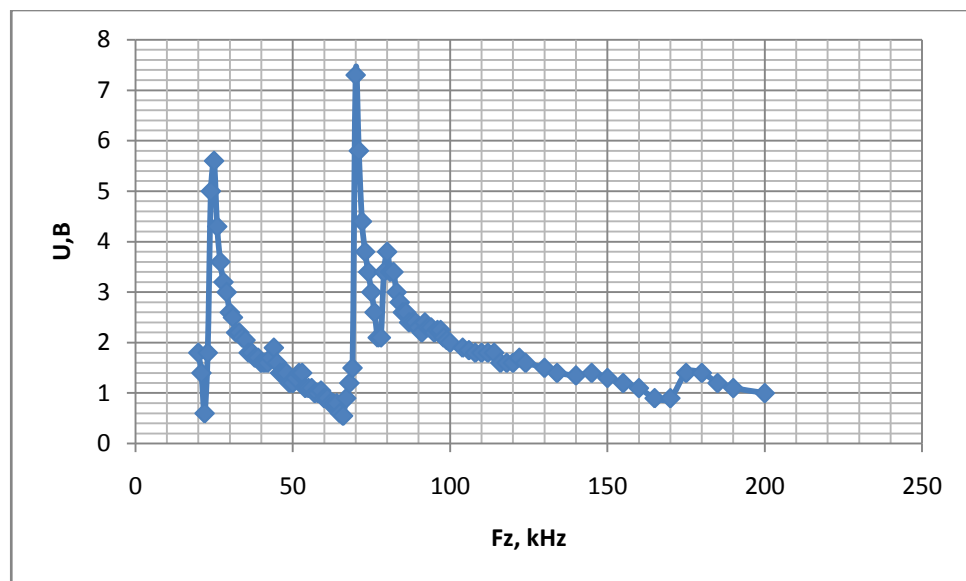


Рисунок 3.9 – Діаграма АЧХ модифікованого перетворювача у низькочастотному діапазоні

3.3 Порівняння отриманих характеристик модифікованого та плоского дискового перетворювача у низькочастотному діапазоні



АЧХ модифікованого перетворювача має два різких пікових значення на частоті  $f=33\text{кГц}$  та частоті  $f=70\text{кГц}$ . Що є значно ширше в порівнянні з плоским дисковим перетворювачем. Для отримання більш наочної порівняльної характеристики було зроблено суміщену діаграму АЧХ плоского перетворювача та модифікованого перетворювача. Поєднаний графік наведено на рисунку 3.10.

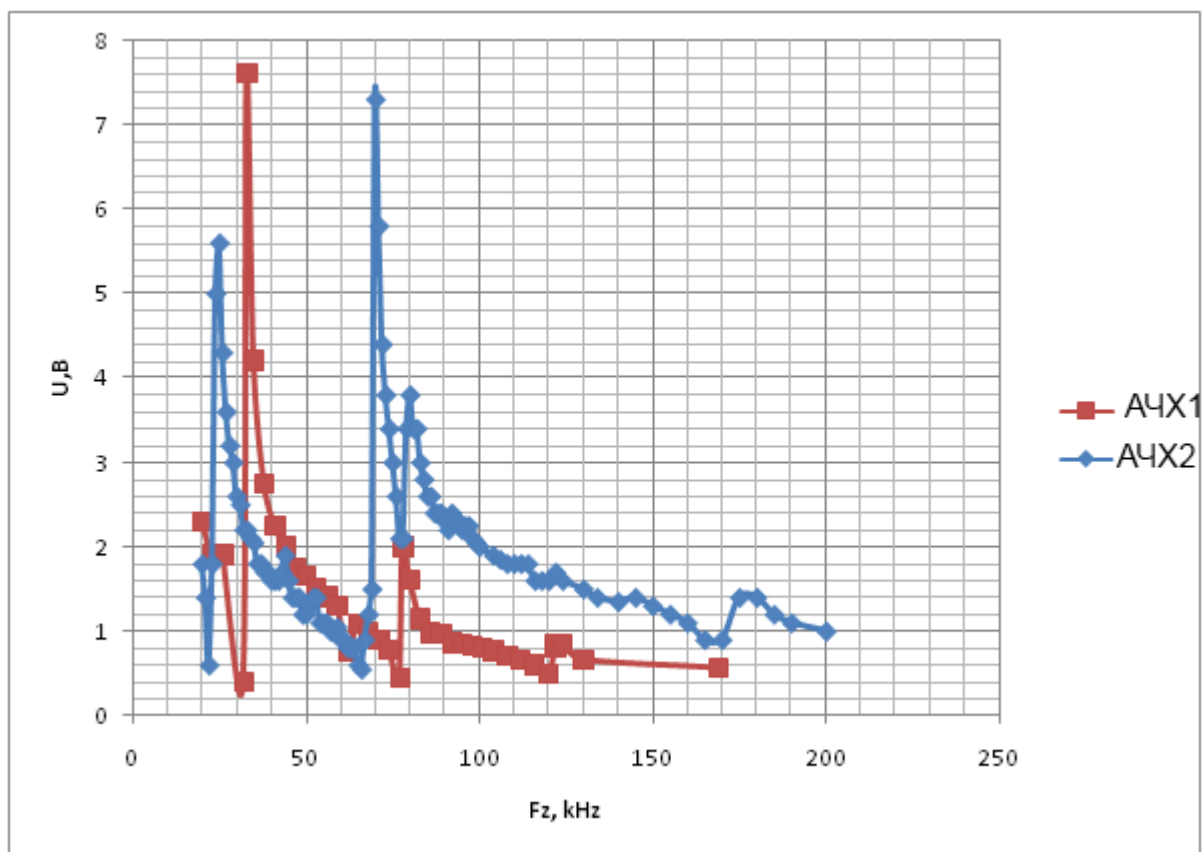


Рисунок 3.10 – Графік АЧХ в низькочастотному діапазоні: АЧХ1 – характеристика плоского перетворювача, АЧХ2 – характеристика модифікованого перетворювача

Порівняльний аналіз АЧХ перетворювачів в низькочастотному діапазоні випромінювання доказує ефективність використання ступінчатої форми випромінювача для ультразвукових діагностичних перетворювачів, полоса пропускання модифікованого перетворювача значно ширша та має два різко пікових значення (точки резонансу), на відміну від плоского перетворювача

АЧХ якого має одне різко пікове значення, що говорить про розширений частотний діапазон робочої частоти випромінювача.

### 3.5 Порівняння отриманих характеристик модифікованого та плоского дискового перетворювача у високочастотному діапазоні

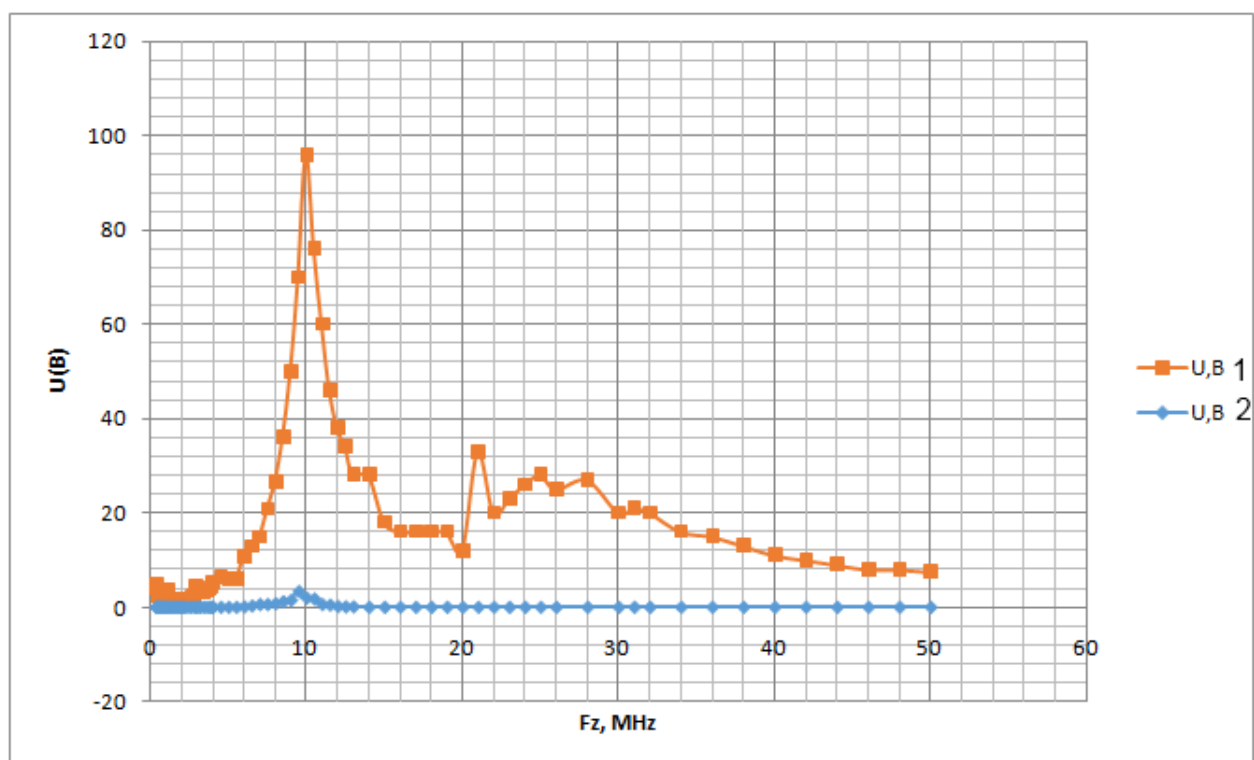


Рисунок 3.10 – Графік АЧХ у високочастотному діапазоні випромінювання:

$U, В 1$  – характеристика плоского перетворювача,  $U, В 2$  – характеристика модифікованого перетворювача

АЧХ модифікованого перетворювача пікове значення на частоті  $f=9,5$  МГц, дисковий перетворювач також має резонанс на частоті  $f=9,5$  МГц. Не зважаючи на однакову резонансну частоту смуга пропускання модифікованого перетворювача є значно ширшою в порівнянні з плоским дисковим перетворювачем.

Порівняльний аналіз АЧХ перетворювачів у високочастотному діапазоні випромінювання доказує ефективність використання зональної форми випромінювача для ультразвукових діагностичних перетворювачів, полоса пропускання модифікованого перетворювача значно, на відміну від плоского перетворювача смуга пропускання якого унеможливилює використання перетворювача у ультразвуковому частотному діапазоні.

### 3.6 Показники добротності досліджуваних перетворювачів для низькочастотного частотного діапазону

Добротність є важливою характеристикою перетворювача будь-якого типу, оскільки вона описує резонансні явища коливальної системи.

Добротність визначається як:

$$Q = \frac{f_0}{\Delta f}, \quad (3.1)$$

Де  $f_0$  – резонансна частота систем,  $\Delta f$  - полоса частот на заданому рівні (наприклад на рівні 0,5 від амплітуди на резонансній частоті) [23].

Змінювати акустичну добротність перетворювача можливо лише на стадії виготовлення конструкції перетворювача, на електричну добротність впливають параметри електричних ланок, тому впливати на неї можливо через зміну налагодження електроакустичного тракту датчику.

Добротність безпосередньо зв'язана з АЧХ, а саме з частотою пропускання  $\Delta f$ , чим вище добротність випромінювача тим більш вузькою буде полоса пропускання частот, більша розрішаюча здатність. Потрібно розуміти, що смугу пропускання та показник добротності підбирається в залежності від поставленої задачі і низька чи висока добротність може впливати як позитивно, так і негативно.

Підвищення добротності викликає збільшення амплітуди коливання п'єзoelementу, як слідство збільшується чутливість приладу. Важливо розуміти, що значне збільшення добротності перетворювача вельми небажано

при імпульсному режимі роботи, оскільки це заважає якісній реєстрації пакету імпульсів, що йдуть один за одним, при досить великій добротності колювання пластини довго не затухає, при цьому фронт імпульсів розмивається, що значно погіршує променеву роздільну здатність перетворювача, тому при великій добротності вірним рішенням буде використання окремих перетворювачів в постійному режимі для прийому та випромінювання колювальних сигналів.

Метою дослідження було розширення полоси пропускання перетворювача при прийомі лун-сигналів відбитих від БО. Визначимо добротність модифікованого перетворювача на частоті 70 кГц на рівні 0,7 від резонансної частоти.

$$Q_{nm} = \frac{f_0}{\Delta f} = \frac{70}{8} = 8,75$$

Отримана добротність 8,75 є середнім значенням добротності, така добротність дає можливість використання такого перетворювача як у постійному так і у імпульсному режимі, що значно розширює спектр застосування цього перетворювача.

Для порівняння даних розрахуємо добротність плоского перетворювача на максимальному піковому значенні амплітуди на рівні 0,7 від резонансу.

$$Q_{nd} = \frac{f_0}{\Delta f} = \frac{33}{5} = 4,125$$

З отриманої добротності дискового перетворювача, яка дорівнює 4,125. Робимо висновок про збільшення добротності на модифікованому перетворювачі майже в 2 рази, а точніше в 2,12 рази.

Забезпечення максимальної ширини полоси пропускання перетворювача. Полоса пропускання частотного перетворювача, як вже описувалось вище впливає на якість реєстрації інформаційного сигналу, тобто на достовірність результатів діагностики. Дуже короткі імпульси ( а саме такі імпульси

використовують в ультразвуковій діагностиці) мають найбільш широкий частотний спектр випромінювання. Саме тому для прийому таких імпульсів без спотворення та втрати інформаційної точності необхідно мати достатньо широку полосу пропускання. При цьому потрібно розуміти, що розширена полоса пропускання частот характерна для коливальної системи з низькою добротністю, що погіршує інші характеристики датчику.

Розширити полосу пропускання без зниження чутливості можливо шляхом раціонального вибору електричної та акустичної добротності п'єзоперетворювача. Широкосмуговість перетворювача дозволяє отримати прийом та випромінювання акустичних імпульсів без спотворення їх форми та покращення параметрів прийому відбитого випромінювання.

В теорії коливань полосу пропускання визначають на основі АЧХ  $\Delta f = (f_1 - f_2)$ , визначають як:

$$K(f_1) = K(f_2) = \frac{K_{\max}}{\sqrt{2}}$$

Але на практиці полосу  $\Delta f$  зазвичай оцінюють на рівні -6 Дб від максимального значення коефіцієнта подвійного перетворювача  $K_{\max}$ , який відповідає резонансній частоті [24].

Визначимо абсолютну та відносну полосу пропускання для частоти 70кГц модифікованого перетворювача.

Абсолютна смуга пропускання виражається як:

$$2\Delta\omega = S_a. \quad (3.2)$$

Відносна смуга пропускання виражається як:

$$\frac{2\Delta\omega}{\omega_0} = S_0. \quad (3.3)$$

Де  $\omega = 2\pi f$ .

Підставимо значення у (3.2) та отримаємо значення абсолютної полоси пропускання  $S_a$ :

$$S_a = 2 \cdot (2\pi \cdot f_2 - 2\pi \cdot f_1).$$

Підставимо значення та отримаємо значення абсолютної полоси пропускання:

$$S_{ann} = 2 \cdot (2\pi \cdot 76 - 2\pi \cdot 64) = 150,796 \text{ (кГц)}.$$

Підставимо значення та отримаємо значення відносної полоси пропускання  $S_0$ :

$$S_0 = \frac{2(2\pi \cdot f_2 - 2\pi \cdot f_1)}{2\pi \cdot f_0};$$

Підставимо значення та отримаємо:

$$S_{0nm} = \frac{2 \cdot (2\pi \cdot 76 - 2\pi \cdot 64)}{2\pi \cdot 69} = 0,3478.$$

Визначимо ті самі показники для дискового перетворювача:

Підставимо значення е (3.2) та отримаємо значення для дискового перетворювача на резонансній частоті 33кГц, абсолютної полоси пропускання  $S_a$ :

$$S_{and} = 2 \cdot (2\pi \cdot 42 - 2\pi \cdot 34) = 100,53 \text{ (кГц)}.$$

Підставимо значення е (3.3) та отримаємо значення відносної полоси пропускання  $S_0$ :

$$S_0 = \frac{2(2\pi \cdot f_2 - 2\pi \cdot f_1)}{2\pi \cdot f_0};$$

Підставимо значення та отримаємо:

$$S_{0nd} = \frac{2 \cdot (2\pi \cdot 42 - 2\pi \cdot 34)}{2\pi \cdot 35} = 0,457.$$

З отриманих результатів робимо висновок про збільшення абсолютної полоси пропускання модифікованого перетворювача відносно дискового.

3.4 Показники добротності досліджуваних перетворювачів для високочастотного діапазону

Визначимо добротність модифікованого перетворювача на частоті 9,5 МГц на рівні 0,7 від резонансної частоти.

$$Q_{vm} = \frac{9,5}{3,5} = 2,7$$

Отримана добротність 2,7 є середнім значенням добротності, така добротність дає можливість використання такого перетворювача як у постійному так і у імпульсному режимі, що значно розширює спектр застосування цього перетворювача.

Розрахуємо добротності плоского перетворювача не проводимо через те, що перетворювач майже неможливо використовувати у високочастотному діапазоні.

Визначимо абсолютну та відносну полосу пропускання модифікованого перетворювача для частоти 9,5 МГц.

Розрахуємо абсолютну полосу пропускання:

$$S_{avm} = 2 \cdot (2\pi \cdot 12 - 2\pi \cdot 8,5) = 42,98 \text{ (МГц)}.$$

Підставимо значення та отримаємо значення відносної полоси пропускання  $S_0$ :

$$S_0 = \frac{2(2\pi \cdot f_2 - 2\pi \cdot f_1)}{2\pi \cdot f_0};$$

Підставимо значення та отримаємо:

$$S_{0_{vm}} = \frac{2 \cdot (2\pi \cdot 11 - 2\pi \cdot 8,5)}{2\pi \cdot 9,5} = 0,736.$$

Визначимо абсолютну та відносну полосу пропускання дискового перетворювача для частоти 9,5 МГц. Розрахуємо абсолютну полосу пропускання:

$$S_{avd} = 2 \cdot (2\pi \cdot 10 - 2\pi \cdot 8) = 25,132 \text{ (МГц)}.$$

Розрахуємо значення відносної полоси пропускання  $S_0$ :

$$S_{0_{vd}} = \frac{2 \cdot (2\pi \cdot 10 - 2\pi \cdot 8)}{2\pi \cdot 9,5} = 0,421.$$

Виходячи з отриманих даних робимо висновок, що полоса пропускання модифікованого перетворювача ширша, та більша за дисковий перетворювач на 17,8 МГц, відносна полоса пропускання більша на 315.

### 3.6 Розподіл акустичного тиску дискового перетворювача

Обрахуємо розподіл акустичного тиску на дисковому випромінювачі у дальній зоні випромінювача на відстані 20мм, 40мм та 60 мм від випромінювача. Обрахунки проводимо для частоти випромінювання 9,5 МГц. Розподіл будемо розраховувати для точок на випромінювачі з кроком 1 мм. На рис. 3.11 наведена схема проходження променів випромінювача, де F1 відповідає точці 20мм, F2 відповідає точці 40мм, F3 відповідає точці 60мм.



Для знайдемо значення акустичного тиску, при проходженні по м'яких тканин (середнє значення для печінки, нирок, мозку та шкіри)  $\rho c = 1,63 \cdot 10^6$  н\*с/м<sup>3</sup> [25].

$$P_0 = A \cdot 2\pi f \rho c$$

Де  $A$  - амплітуда випромінювання,  $\rho c$  – акустичний імпеданс БС.

Підставимо значення та отримаємо значення акустичного тиску для випромінювання дискового перетворювача у м'яких тканинах:

$$P_0 = 1,7 \cdot 2\pi \cdot 9,5 \cdot 10^6 \cdot 1,63 \cdot 10^6 = 1,014 \cdot 10^9 \text{ Па}.$$

Дисковий випромінювач з радіусом  $a$  та площею  $S = \pi a^2$ . Якщо поверхня випромінювача має однакову коливальну швидкість, скориставшись виразом (2.16).

Підставляємо числові значення та отримаємо акустичний розподіл дискового випромінювача у дальній зоні випромінювача,

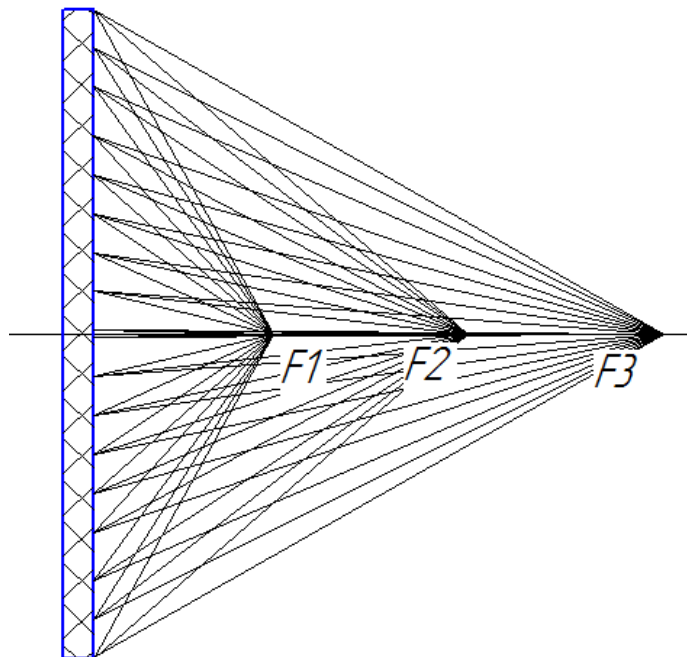


Рисунок 3.11 Схема проходження променів дискового випромінювача у точках  
 $F1=20\text{мм}$ ,  $F2=40\text{мм}$  та  $F3=60\text{ мм}$

Розраховуємо розподіл акустичного тиску з формули (2.16) для точок випромінювання на перетворювачі, точки обираємо по поверхні випромінювача з кроком 1мм від края випромінювача до центру, всього таких точок для дискового перетворювача було обраховано 33. Та побудуємо графік залежності розподілу акустичного тиску від положення точки випромінювання на поверхні випромінювача на різних відстанях від випромінювача для відстані 20 мм, 40 мм та 60 мм від випромінювача, ці точки на осі  $z$  випромінювача є точками фокусу випромінювання (Рис.3.12).

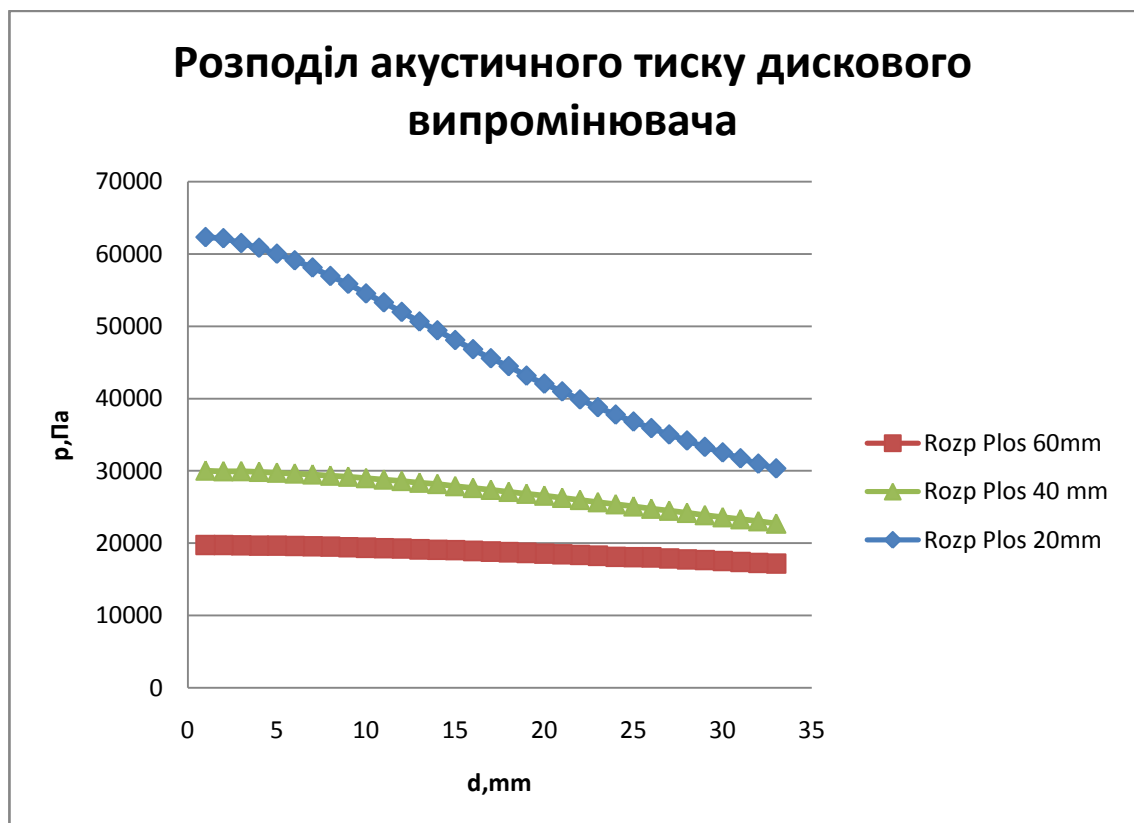


Рисунок 3.12 Розподіл акустичного тиску дискового випромінювача на відстані  
 60мм, 40 мм та 20мм

З отриманого розподілу акустичного тиску у дальній зоні можемо зробити висновки про те, що на краях випромінювача тиск значно знижується, це говорить про акустичну концентрацію випромінювання у центрі випромінювача та розсіяння випромінювання від центру випромінювача до країв випромінювача.

Також робимо висновки про характер зниження показника акустичного тиску в залежності до відстані від випромінювача до точки фокусування. Діаграма показує, що значення акустичного тиску значно зменшується з збільшенням відстані точки фокусування. При цьому, нерівність розподілу акустичного тиску по краях випромінювача зменшується зі збільшенням відстані до фокальної площини.

### 3.7 Розподіл акустичного тиску модифікованого дискового перетворювача

Обрахуємо розподіл акустичного тиску модифікованого перетворювача у дальній зоні випромінювання на відстані 20мм, 40мм та 60 мм від випромінювача. Обрахунки проводимо для частоти випромінювання 9,5 МГц. Розподіл будемо розраховувати для точок на випромінювачі з кроком 1 мм. На рис. 3.13 наведена схема проходження променів випромінювача у модифікованому дисковому перетворювачі, де точки сходження променів є точками фокусу та F1 відповідає точці 20мм, F2 відповідає точці 40мм, F3 відповідає точці 60мм.

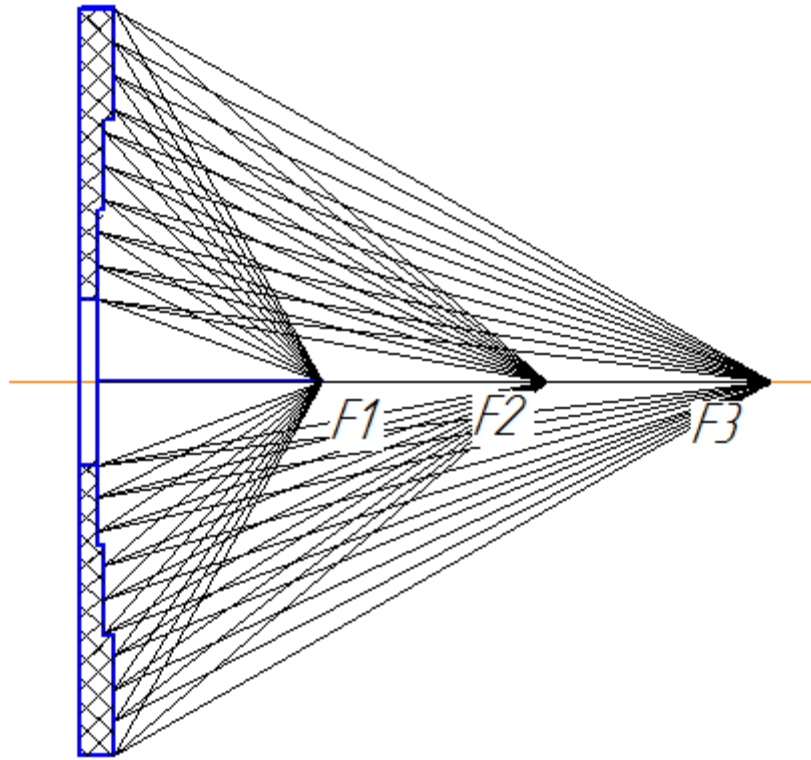


Рисунок 3.13 Схема проходження променів модифікованого дискового випромінювача у точках 20мм, 40мм та 60 мм

Для початку знайдемо значення акустичного тиску модифікованого перетворювача, для м'яких тканин.

$$P_0 = 48 \cdot 2\pi 9,5 \cdot 10^6 \cdot 1,63 \cdot 10^6 = 4,67 \cdot 10^9 \text{ Па.}$$

Розраховуємо розподіл акустичного тиску за формулою (2.20) та отримуємо графік залежності розподілу акустичного тиску для кожної точки поверхні випромінювача з кроком 1 мм від краю випромінювача (таких точок для модифікованого перетворювача було 27) залежно від положення точки випромінювання на поверхні випромінювача на різних відстанях від випромінювача (у фокальних площинах) (Рис.3.14).

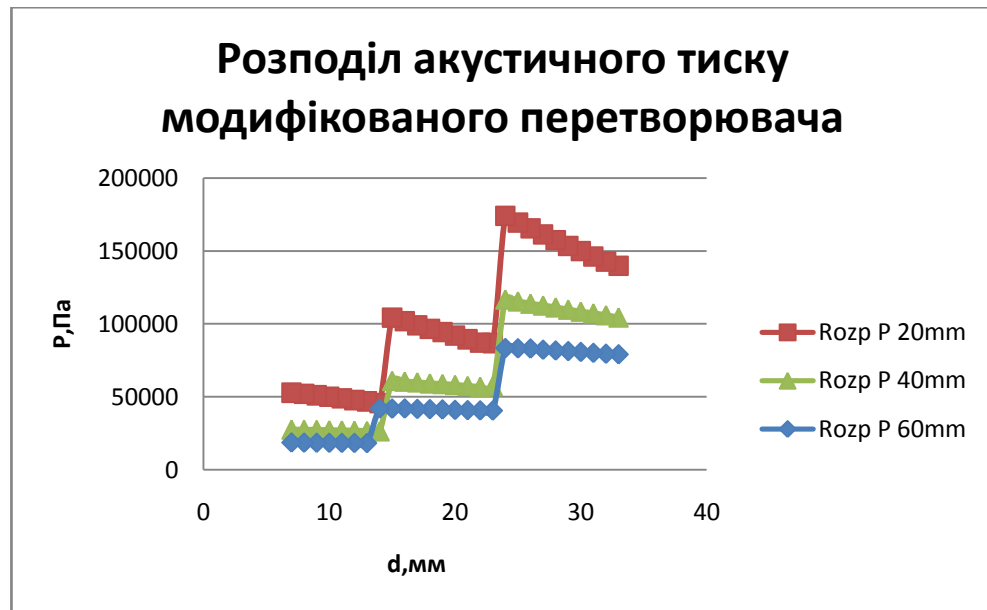


Рисунок 3.14 Розподіл акустичного тиску модифікованого дискового випромінювача на відстані 60мм, 40 мм та 20мм

З отриманого розподілу акустичного тиску у дальній зоні можемо зробити висновки про те, що на межах зон випромінювача тиск різко зменшується, що відповідає зонам зниження на перетворювачі. Також можна зробити висновок, що акустичний тиск на краях випромінювача значно більший та зменшується до центру випромінювача, це зумовлено тим, що товщина випромінювача у крайній зоні випромінювача найбільша.

Тому, що змінений за товщиною п'єзoeлектричний перетворювач випромінює коливання в діапазоні частот, відповідному перепаду товщини пластини, тобто кожне кільце перетворювача випромінює частоту, що залежить від його товщини.

Також для отримання об'ємного уявлення про характер розподілу акустичного тиску обрахуємо характеристику розподілу для модифікованого перетворювача без центрального отвору (товщина п'єзоелементу в зоні отвору 1,5 мм) та отримаємо (Рис. 3.15)

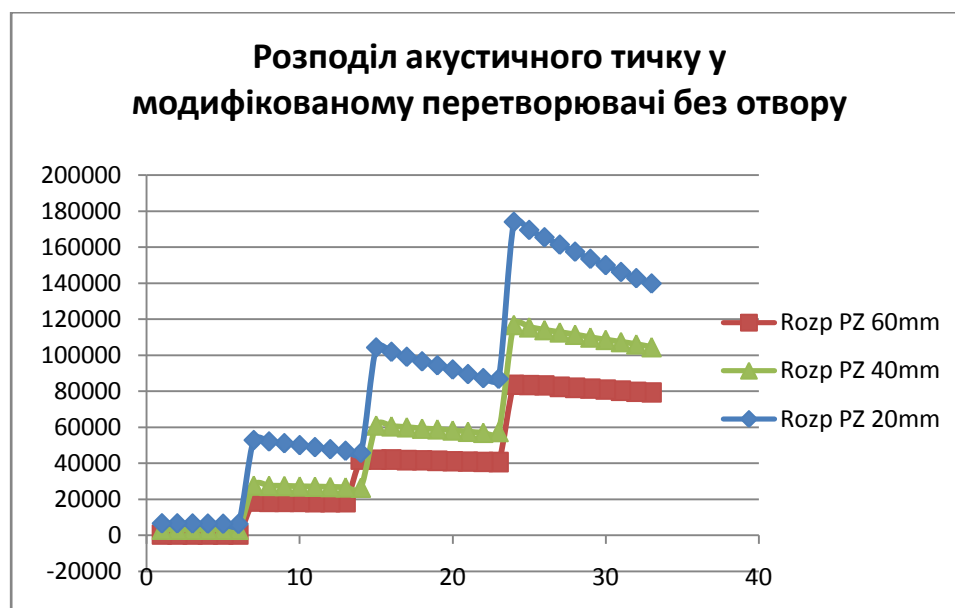


Рисунок 3.15 Розподіл акустичного тиску модифікованого дискового випромінювача без отвору на відстані 60мм, 40 мм та 20мм

З розподілу акустичного тиску модифікованого дискового випромінювача без отвору видно, що діапазоні розподілу від 453 до 139720, що захвачує в собі значно ширший діапазон в порівнянні з плоским дисковим перетворювачем.

### 3.8 Порівняльна характеристика розподілу акустичного тиску модифікованого та немодифікованого дискового перетворювача

Для порівняння характеру розподілу акустичного тиску на дисковому та модифікованому дисковому перетворювачі зробимо графік акустичного тиску двох випромінювачів (рис.3.15).

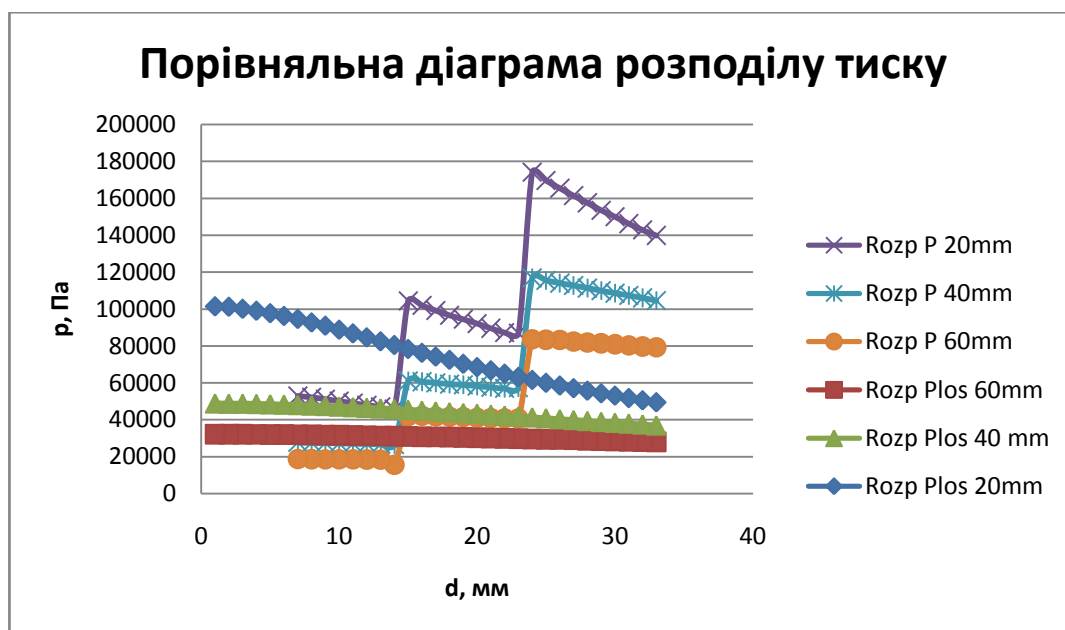


Рисунок 3.15 Графік розподілу акустичного тиску дискового та модифікованого перетворювача на відстані 60мм, 40 мм та 20мм

Порівняння показників розподілу акустичного тиску двох перетворювачів говорить про те, що значення акустичного тиску дискового перетворювача значно нижчі за значення розподілу акустичного тиску модифікованого перетворювача, з цього ми можемо зробити висновок про значно ширший діапазон випромінювання модифікованого перетворювача. Але розподіл модифікованого перетворювача має нелінійний характер, на переходах між зонами мають місце обнаження характеристики розподілу акустичного тиску. Метою дослідження було розширення частотного діапазону випромінювача, що і видно виходячи з показників суміщеної діаграми випромінювачів.

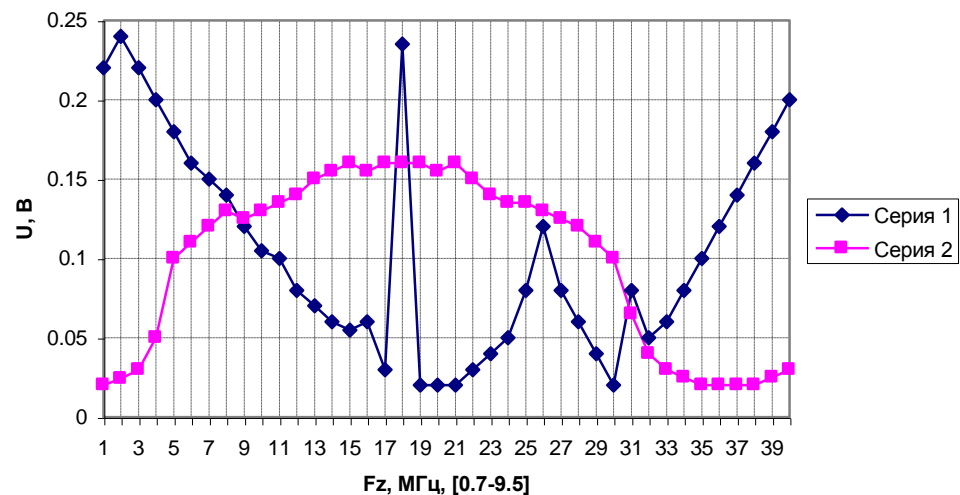
### 3.6 Вивчення характеристик сферично вигнутого випромінювача

Для того, щоб зрозуміти характер зміни характеристики п'єзоелектричного перетворювача в залежності від його геометричної форми, розглянемо характер АЧХ для сферично вигнутого перетворювача.

П'єзоелектричний перетворювач виконаний з п'єзокераміки ЦТС-19 з діаметром 20 мм та товщиною 1,5 мм. Оскільки традиційний плоский дисковий елемент забезпечує вузьку частотну полосу пропускання. АЧХ сферичного

випромінювача увігнутої поверхні п'єзоелемента має частотну характеристику, зміщену відносно центральної резонансної частоти  $f_p$  в широкому діапазоні. Частотна характеристика  $N$ , чисельно рівна половині швидкості поширення акустичної хвилі, характеризує товщину  $d$  елемента при роботі на частоті  $f_p$ . При зміні конфігурації п'єзоелемента і внесення різнотовщинності  $dn$  має місце розширення частотного діапазону смуги пропускання п'єзоелемента.

Сферична виїмка перетворюючої поверхні орієнтована (для підвищення чутливості і розрішальної здатності за рахунок фокусування випромінюваних коливань). Після зняття показників АЧХ побудуємо графік залежності АЧХ плоско паралельного та сферично вигнутого випромінювача (рис. 3.16).



Серія 1 – відповідає АЧХ плоскопаралельного випромінювача,

Серія 2 – відповідає АЧХ сферично вигнутого випромінювача.

Рисунок 3.16 – АЧХ п'єзоперетворювачів плоскопаралельної та сферично вигнутої форми

На відміну від плоскопаралельного дискового п'єзоелемента, АЧХ якого має яскраво виражений екстремум, сферически увігнутий перетворювач випромінює коливання в діапазоні частот, відповідному перепаду товщини пластини, тобто кожне кільце перетворювача випромінює частоту, що залежить від його товщини.



Для плоского елемента загальній частотний діапазон пропускання складає  $\Delta f_{ak} = (0,34 \div 10) \cdot 10^6$  Гц, для сферично вигнутого елемента  $\Delta f_{ak} = (0,34 \div 32) \cdot 10^6$  Гц.

Розрахуємо показники добротності для випромінювачів за формулою (3.1).

Добротність плоско паралельного випромінювача складає:

$$Q_{pp} = \frac{f_0}{\Delta f} = \frac{0,24}{0,02} = 12$$

Добротність сферично вигнутого випромінювача складає:

$$Q_{sv} = \frac{f_0}{\Delta f} = \frac{0,17}{0,03} = 5,6$$

З аналізу показників добротності плоского та вигнутого перетворювача можемо зробити висновок, що розширення полоси пропускання шляхом надання перетворювачу сферичновигнутої форми призвело до значного погіршення роздільної здатності перетворювача після зміни форми випромінювача добротність перетворювача погіршилася в 2,3 рази.

Це нам дає уявлення про те, що розширення полоси пропускання шляхом «сплюснення» резонансної частоти призводить до погіршення роздільної здатності перетворювача. Тому запропоновано модель модифікованого перетворювача є прикладом розширення динамічного діапазону перетворювача без розмиття резонансної частоти та з поліпшенням добротності перетворювача. Тому запропонована модель модифікованого перетворювача є придатною для використання у практиці ультразвукової діагностики.

### 3.7 Розробка та розрахунок схеми акустичного тракту

Акустичний тракт – це шлях ультразвукової (УЗ) хвилі від випромінювача до приймача.

При ультразвукових дослідженнях в БС за допомогою ультразвукових коливань досліджується структури, для гарних результатів необхідно врахувати шари структури, в яких буде відбуватися заломлення УЗ коливань. Це може бути, наприклад :

- шкіра,
- жировий шар (підшкірна клітчатка),
- м'язи,
- стінки судин,
- кров.

При цьому ми будемо нехтувати показниками заломлення, які зумовлені проходженням ультразвуку через контакт, безпосередньо приєднаний до п'єзoeлемента, оскільки товщина вище перелічених елементів дуже мала і показник заломлення є незначним. Також у розрахунку не враховується заломлення УЗ хвиль при проходженні їх через контактне середовище. Це пов'язане з тим, що контактна рідина відбирається з міркувань найменшого заломлення ультразвуку у ній.

Вибір робочої частоти перетворювача визначається фундаментальними фізичними чинниками. Кінцеве значення діаметру перетворювача обумовлює наявність дифракційного розподілу інтенсивності ультразвукової хвилі по аналогії з апертурною дифракцією в оптиці. В області ближнього поля пучок має практично циліндричну форму, відповідну геометрії випромінювача, і його розширення мале. Проте розподіл інтенсивності в пучку є неоднорідним, оскільки, можуть виникати численні інтерференційні максимуми і мінімуми. В області дальнього поля пучок розходиться, причому інтенсивність УЗ хвилі в пучку змінюється обернено пропорційно до квадрата відстані від перетворювача. Ефект розбігу пучка погіршує просторову роздільну здатність, тому область дальнього поля використовувати не рекомендується [27].

В даному випадку ми розглянемо дослідження з частотою 9,5 МГц зона дослідження знаходиться на невеликій глибині від поверхні тіла (глибина дослідження до 5 см). Матеріал п'єзoeлектрика - ЦТС19 ( $C=3300$  м/с).

Розрахунок кутів падіння при проходженні ультразвуку через різні біологічні шари.

Еквівалентна схема акустичного тракту не враховує заломлень УЗ хвиль на межі розподілу двох середовищ. За законом Снеліуса розраховуємо кути  $\Theta$ , під якими УЗ хвилі входять у кожний з шарів схеми акустичного тракту [29].

Для розрахунку буде використано наступні дані з таблиці 3.6.

Таблиця 3.6 - Значення швидкості ультразвуку в залежності від біологічного середовища

Середовище	Значення швидкості ультразвуку, м/с
Шкіра	1638
Жировий шар (підшкірна клітчатка)	1410
М'язи	1590
Стінки судин	1638
Кров	1570

Конструкція датчику передбачає приглушення датчику під кутом  $45^\circ$  відносно шкіри.

Розрахуємо заломлення УЗ коливань для п'яти меж:

1. Межа перетворювач – шкіра

Кут падіння на межу:  $\Theta_1 = 45^\circ$ .

При переході УЗ коливань з перетворювача до шару шкіри не відбувається його заломлення. Тобто :  $\Theta_{\text{шкіри}} = 45^\circ$ .

2. Межа шкіра – жировий прошарок

Кут падіння на межу:  $\Theta_{\text{шкіри}} = 45^\circ$ .

$$\frac{C_{\text{шкіри}}}{C_{\text{жир.прош.}}} = \frac{\sin \theta_{\text{шкіри}}}{\sin \theta_{\text{жир.прош.}}},$$

де  $C_{\text{шкіри}}$  – швидкість ультразвуку у шкірі,

$C_{\text{жир.прошар.}}$  – швидкість ультразвуку у жировому прошарку;

$\theta_{\text{шкіри}}$  і  $\theta_{\text{жир.прошар.}}$  – умовне позначення кутів відхилення ультразвуку від уявної осі перетворювача до заломлення (у шкірі) і після заломлення (у жировому прошарку) відповідно. Згідно з формули знайдемо значення  $\theta_{\text{жир.прош.}}$ .

$$\theta_{\text{жир.прош.}} = \arcsin \left[ \frac{C_{\text{жир.прош.}}}{C_{\text{шкіри}}} \cdot \sin \theta_{\text{шкіри}} \right];$$

$$\theta_{\text{жир.прош.}} = \arcsin \left[ \frac{1410}{1638} \cdot \sin 45^\circ \right] \approx 37,49^\circ$$

$$\theta_{\text{жир.прош.}} = 37,49^\circ.$$

### 3. Межа жировий прошарок – м'язовий прошарок

Кут падіння на межу:  $\theta_{\text{жир.прош.}} = 37,49^\circ$ ;

$$\frac{C_{\text{жир.прош.}}}{C_{\text{м'язов.прош.}}} = \frac{\sin \theta_{\text{жир.прош.}}}{\sin \theta_{\text{м'язов.прош.}}};$$

Підставимо у формулу числові значення та знайдемо значення  $\theta_{\text{м'язов. прош.}}$ .

$$\theta_{\text{м'язов.прош.}} = \arcsin \left[ \frac{C_{\text{м'язов.прош.}}}{C_{\text{жир.прош.}}} \cdot \sin \theta_{\text{жир.прош.}} \right];$$

$$\theta_{\text{м'язов.прош.}} = \arcsin \left[ \frac{1590}{1410} \cdot \sin 37,49^\circ \right] \approx 43,33^\circ;$$

$$\theta_{\text{м'язов. прош.}} = 43,33^\circ.$$

### 4. Межа м'язовий прошарок – стінка судин

Кут падіння на межу:  $\theta_{\text{м'язов. прош.}} = 43,33^\circ$ .

$$\frac{C_{\text{м'язов.прош.}}}{C_{\text{стінка судин}}} = \frac{\sin \theta_{\text{м'язов.прош.}}}{\sin \theta_{\text{стінка судин}}};$$

Підставимо у формулу чисельні значення та знайдемо  $\theta_{\text{стінка судин}}$ :

$$\theta_{\text{стінка судин}} = \arcsin \left[ \frac{C_{\text{стінка судин}}}{C_{\text{м'язов.прош.}}} \cdot \sin \theta_{\text{м'язов.прош.}} \right];$$

$$\theta_{\text{стінка судин}} = \arcsin \left[ \frac{1638}{1590} \cdot \sin 43,33^\circ \right] \approx 44,9^\circ$$

$$\theta_{\text{стінка судин}} = 44,98^\circ.$$

#### 5. Межа стінка судин – кров

Кут падіння на межу:  $\theta_{\text{м'язов. прош.}} = 44,98^\circ$ .

$$\frac{C_{\text{стінка судин}}}{C_{\text{кров}}} = \frac{\sin \theta_{\text{стінка судин}}}{\sin \theta_{\text{кров}}};$$

Підставимо у формулу числові значення та знайдемо  $\theta_{\text{кров}}$ .

$$\theta_{\text{кров}} = \arcsin \left[ \frac{C_{\text{кров}}}{C_{\text{стінка судин}}} \cdot \sin \theta_{\text{стінка судин}} \right]$$

$$\theta_{\text{кров}} = \arcsin \left[ \frac{1570}{1638} \cdot \sin 44,98^\circ \right] \approx 42,64^\circ$$

$$\theta_{\text{кров}} = 42,64^\circ.$$

Отримані значення кутів розподілу середовища наведено в таблиці 3.6.

Таблиця 3.7 – Значення кутів заломлення УЗ хвилі

Межа	Кут падіння ультразвуку
Перетворювач – шкіра	$\theta_1 = 45^\circ$

Шкіра – жировий прошарок	$\Theta_2 = 37,49^\circ$
Жировий прошарок – м'язовий прошарок	$\Theta_3 = 43,33^\circ$
М'язовий прошарок – стінка судини	$\Theta_4 = 44,98^\circ$
Стінка судини – кров	$\Theta_5 = 42,64^\circ$

Отже схема акустичного тракту має вигляд ( Рис. 3.9).

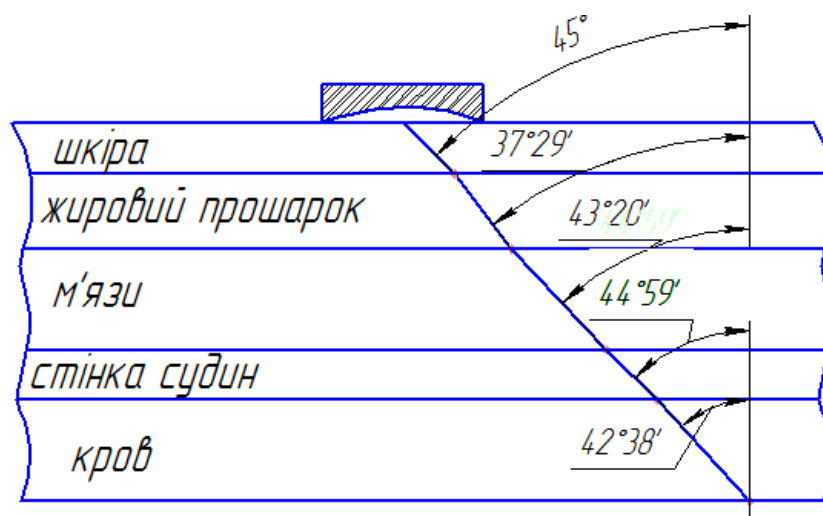


Рис. 3.9– Схема акустичного тракту

Розрахунок імпедансу ультразвукового перетворювача та складових біологічної тканини.

Акустичний опір або ж імпеданс речовини розраховується за формулою:

$Z = \rho c$ , де  $c$  – швидкість звуку в речовині,  $\rho$  - густина речовини. Значення густини різних біологічних шарів згідно нашої схеми розрахунку акустичного тракту приведено в таблиці 3.7.

Таблиця 3.7 – Значення густини різних шарів [29]

Біологічний шар	Значення густини
Шкіра	$\rho = 910 \text{ кг/м}^3$

Жировий прошарок	$\rho=950 \text{ кг/м}^3$
М'язовий прошарок	$\rho=1070 \text{ кг/м}^3$
Стінка судини	$\rho=980 \text{ кг/м}^3$
Кров	$\rho=1060 \text{ кг/м}^3$
П'єзоелектрик ЦТС19	$\rho=7740 \text{ кг/м}^3$

Розрахуємо значення імпедансу для кожного шару та для п'єзoeлемента:

$$Z_{\text{ЦТС}} = \rho c = 7740 \text{ кг/м}^3 \cdot 3300 \text{ м/с} = 2,554 \cdot 10^7 \text{ кг/м}^2\text{с};$$

$$Z_{\text{шкіри}} = \rho c = 910 \text{ кг/м}^3 \cdot 1638 \text{ м/с} = 1,491 \cdot 10^6 \text{ кг/м}^2\text{с};$$

$$Z_{\text{жир.прош.}} = \rho c = 950 \text{ кг/м}^3 \cdot 1410 \text{ м/с} = 1,339 \cdot 10^6 \text{ кг/м}^2\text{с};$$

$$Z_{\text{м'яз.прош.}} = \rho c = 1070 \text{ кг/м}^3 \cdot 1590 \text{ м/с} = 1,701 \cdot 10^6 \text{ кг/м}^2\text{с};$$

$$Z_{\text{судин}} = \rho c = 980 \text{ кг/м}^3 \cdot 1638 \text{ м/с} = 1,605 \cdot 10^6 \text{ кг/м}^2\text{с};$$

$$Z_{\text{крові}} = \rho c = 1060 \text{ кг/м}^3 \cdot 1570 \text{ м/с} = 1,664 \cdot 10^6 \text{ кг/м}^2\text{с};$$

Розрахунок коефіцієнту проходження по інтенсивності

$$T_{\text{ЦТС-шкіра}} = \frac{9,5 \cdot z_1 \cdot z_2}{(z_1 + z_2)^2} = \frac{9,5 \cdot 2,554 \cdot 10^7 \cdot 1,491 \cdot 10^6}{(2,554 \cdot 10^7 + 1,491 \cdot 10^6)^2} = 0,4951;$$

$$T_{\text{шкіра-жир.прош.}} = \frac{9,5 \cdot z_1 \cdot z_2}{(z_1 + z_2)^2} = \frac{9,5 \cdot 1,491 \cdot 10^6 \cdot 1,339 \cdot 10^6}{(1,491 \cdot 10^6 + 1,339 \cdot 10^6)^2} = 2,3681;$$

$$T_{\text{жир.прош.-м'яз}} = \frac{9,5 \cdot z_1 \cdot z_2}{(z_1 + z_2)^2} = \frac{9,5 \cdot 1.339 \cdot 10^6 \cdot 1.701 \cdot 10^6}{(1.339 \cdot 10^6 + 1.701 \cdot 10^6)^2} = 2,341;$$

$$T_{\text{м'яз-судини}} = \frac{9,5 \cdot z_1 \cdot z_2}{(z_1 + z_2)^2} = \frac{9,5 \cdot 1.701 \cdot 10^6 \cdot 1.605 \cdot 10^6}{(1.701 \cdot 10^6 + 1.605 \cdot 10^6)^2} = 2,372;$$

$$T_{\text{судини-кров}} = \frac{9,5 \cdot z_1 \cdot z_2}{(z_1 + z_2)^2} = \frac{9,5 \cdot 1.605 \cdot 10^6 \cdot 1.664 \cdot 10^6}{(1.605 \cdot 10^6 + 1.664 \cdot 10^6)^2} = 2,374;$$

Розрахунок коефіцієнту послаблення акустичного тракту

Розрахуємо коефіцієнт послаблення, для цього скористаємось формулою:

$$K_{a.m.} = \frac{S_{\text{перетв}} \cdot T_1 \cdot R_p}{\lambda_{\text{сер}} \cdot (h_1 + h_2 + h_3 + h_4 + h_5)} \cdot e^w \quad (2.23)$$

$$e^w = e^{-2 \cdot (\alpha_{p1} \cdot h_1 + \alpha_{p2} \cdot h_2 + \alpha_{p3} \cdot h_3 + \alpha_{p4} \cdot h_4 + \alpha_{p5} \cdot h_5)}$$

де  $S_{\text{сер}}=0,01 \text{ мм}^2$  – площа еритроцита;

$h_i$  – товщина шарів;

$\alpha_i$  – коефіцієнт згасання;

$R_{\text{Рос.суд-кров}}$  – коефіцієнт відбиття по тиску.

Значення коефіцієнтів загасання в окремих шарах приведені в таблиці

1.4.

Визначимо сумарну товщину всіх шарів. Товщини шарів, що проходять УЗ коливання:

$$h_{\text{шкіри}}=0,28 \cdot 10^{-2} \text{ м};$$

$$h_{\text{жир.прош.}} = 0,65 \cdot 10^{-2} \text{ м};$$

$$h_{\text{м'язов.прошар.}} = 1,42 \cdot 10^{-2} \text{ м};$$

$$h_{\text{стін.судин}}=0,06 \cdot 10^{-2} \text{ м};$$

$$h_{\text{крові}}=0,53 \cdot 10^{-2} \text{ м (внутрішній діаметр судини);}$$

$$h_{\text{сум}} = h_1 + h_2 + h_3 + h_4 + h_5;$$



Підставимо числові значення у формулу:

$$h_{\text{сум}} = 0.28 + 0.65 + 1.42 + 0.06 + 0.53 = 2.94 \cdot 10^{-2} \text{ (м)};$$

Отриманні значення оформимо у вигляді таблиці 3.8.

Таблиця 3.8 – Коефіцієнти загасання та товщина шарів біологічної тканини

Шар	Коефіцієнт загасання	Товщина шару
Шкіра	$\alpha_{p1} = 400 \cdot 10^{-3} \text{ Нп/м}$	$h_1 = 0.28 \text{ см}$
Жировий шар	$\alpha_{p2} = 69 \cdot 10^{-3} \text{ Нп/м}$	$h_2 = 0.65 \text{ см}$
М'язова тканина	$\alpha_{p3} = 90 \cdot 10^{-3} \text{ Нп/м}$	$h_3 = 1.42 \text{ см}$
Стінка судин	$\alpha_{p4} = 322.6 \cdot 10^{-3} \text{ Нп/м}$	$h_4 = 0.06 \text{ см}$
Внутр. діаметр судин	$\alpha_{p5} = 8,3 \cdot 10^{-3} \text{ Нп/м}$	$h_5 = 0.53 \text{ см}$

Визначимо коефіцієнт проходження по інтенсивності:

$$T_1 = T_{11} \cdot T_{12} \cdot T_{13} \cdot T_{14} \cdot T_{15}$$

$$T_1 = 0,4951 \cdot 2,3681 \cdot 2,341 \cdot 2,372 \cdot 2,374 = 15,455$$

Підставимо усі числові значення у формулу (2.23) та отримаємо значення коефіцієнту:

$$K_{a_{1T_1}} = \frac{0,01 \cdot 10^{-4} \cdot 1,539 \cdot 10^{-5} \cdot 15,455 \cdot (-0,018)}{3,923 \cdot 10^{-4} \cdot 2,94 \cdot 10^{-2}} \cdot e^w;$$

$$e^w = e^{\frac{-2(400 \cdot 10^{-3} \cdot 0,28 \cdot 10^{-2} + 69 \cdot 10^{-3} \cdot 0,65 \cdot 10^{-2} + 90 \cdot 10^{-3} \cdot 1,42 \cdot 10^{-2} + 322,6 \cdot 10^{-3} \cdot 0,06 \cdot 10^{-2} + 8,3 \cdot 10^{-3} \cdot 0,53 \cdot 10^{-2})}{}}; ;$$

$$e^w = e^{-6,168 \cdot 10^{-3}} = 0,994;$$

$$K_{a.T.} = 0,0036889 = 3,688 \cdot 10^{-3};$$

Розрахований коефіцієнт послаблення дорівнює  $K_{a.T.} = 3,688 \cdot 10^{-3}$ .

При розрахунку акустичного тракту для БС ми отримали розуміння про характер проходження та ступінь згасання акустичного випромінювання у біологічних шарах.

Розуміння характеру проходження акустичних хвиль крізь БС допомагає розумінню розповсюдження акустичних хвиль по біологічним структурам.

### Висновки до III розділу

Запропонована конструкція ультразвукового перетворювача має переваги, такі як збільшують точність і відповідно достовірність скринінгової ультразвукової діагностики за рахунок збільшення полоси пропускання на прийомі відлунених біологічним об'єктом лун-сигналів без значного погіршення добротності.

Також запропонована конструкція надає можливість зміни глибини дослідження у режимі реального часу, що поширює галузі медичного застосування такого типу перетворювачів.

Було обраховано показники добротності та динамічний діапазон модифікованого перетворювача та плоского дискового перетворювача. Маючи достатньо широкий динамічний частотний діапазон запропонований випромінювання перетворювач має достатньо високий рівень добротності, який дорівнює 8,75 для низькочастотного діапазону та 2,7 для високочастотного діапазону, що є середнім показником добротності і дозволяє використання перетворювача у імпульсному режимі без спотворення інформаційного сигналу. Гасіння надлишкової вібрації відбувається за допомогою демпфера у конструкції датчику.

Оскільки акустичний сигнал кожної з зон перетворювача має зміну за фазою  $2\pi$  перетворювач має конструкційну можливість створення одночасно трьох різних фокальних площин в області випромінювання.

Порівняння характеристик АЧХ плоского дискового перетворювача та модифікованого перетворювача у високочастотному та низькочастотному діапазоні говорить про значне розширення динамічного діапазону модифікованого перетворювача в порівнянні з плоским випромінювачем.

Було обраховано акустичний тиск та побудовано графіки розподілу акустичного тиску для перетворювачів різної форми, який дає уявлення про характер розповсюдження випромінювання у дальній зоні.

Було розглянуто АЧХ плоскопаралельного та сферично випуклого випромінювача, розраховано добротність та зроблені висновки щодо впливу сферичної деформації п'єзоперетворювача на частотну смугу випромінювача.

Було розглянуто та обраховано акустичний тракт для частоти 9,5 МГц, що дало уявлення про розповсюдження ультразвукових хвиль у біологічному середовищі.

Виходячи з цих властивостей модифікованого перетворювача можна зробити висновок, що запропоновано конструкція є придатною для використання при ультразвуковій діагностиці.

#### IV. РОЗРОБЛЕННЯ СТАРТАП ПРОЕКТУ «МЕТОД ПІДВИЩЕННЯ ТОЧНОСТІ ПЕРЕТВОРЮВАЧІВ ДЛЯ УЛЬТРАЗВУКОВОЇ ДІАГНОСТИКИ»

##### 4.1. Опис ідеї проекту

Розглянувши сучасні апарати ультразвукової діагностики, зокрема датчики, що представлені на ринку та мають дуже широкий спектр типів перетворювачів, в залежності від області діагностичного застосування. Проте ультразвукові перетворювачі існуючих технічних засобів діагностики здебільшого працюють у вузькому частотному діапазоні, що призводить до втрати точності ідентифікації сигналів, які відбилися від неоднорідностей структур об'єкту. Таким чином, знижується достовірність діагностичної інформації.

Таблиця 4.1. Опис ідеї стартап-проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
Пропонується методика підвищення точності перетворювачів для ультразвукової діагностики на основі покращення характеристик та розширення полоси пропускання відчутника перетворювача.	Медицина	Неінвазивний високоефективний діагностичний метод, простота застосування
	Біоінженерія	Висока точність, можливість візуалізації
	Інженерія	Можливість визначення дефектів, локаційна система

Основною відмінністю даного методу полягає у використанні в конструкції ультразвукового датчику діагностичної системи перетворювача,

конструкція якого передбачає покращення фокусування ультразвукового випромінювання. У конструкцію п'єзоелектричного перетворювача з покладено форму круглої зональної лінзи. Одна з переваг такої конструкції перетворювача – можливість реалізації динамічного фокусування у режимі реального часу, чи отримання декількох фокальних площин одночасно. Принципіальна різниця запропонованої моделі полягає у тому, що полоса пропускання при прийманні відбитого лун-сигнала значно ширша. Аналіз потенційних техніко-економічних переваг ідеї (чим відрізняється від існуючих аналогів та замінників) порівняно із пропозиціями конкурентів передбачає:

1. визначення переліку техніко-економічних властивостей та характеристик ідеї;
2. визначення попереднього кола конкурентів (проектів-конкурентів) або товарів-замінників чи товарів-аналогів, що вже існують на ринку, та проводиться збір інформації щодо значень техніко-економічних показників для ідеї власного проекту та проектів-конкурентів відповідно до визначеного вище переліку;
3. проводиться порівняльний аналіз показників: для власної ідеї визначаються показники, що мають а) гірші значення (W, слабкі); б) аналогічні (N, нейтральні) значення; в) кращі значення (S, сильні) (табл. 4.2).

Таблиця 4.2. Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проекту

№ п/ п	Технічно- економічні характерист ики ідеї	Товари/концепції конкурентів			W	N	S
		Мій проект	Конкурент 1 (постійний перетворювач)	Конкурент 2 (імпульсни й перетворю вач)			

1.	Частотна стабільність випромінювання	Досить стабільна	Висока стабільність, відсутність резонансних явищ	Досить стабільна	-	+	-
2.	Простота реалізації	Середня, необхідно враховувати у конструкції датчику дифракційні явища	Середня, через досить складну побудову датчику	Проста	-	-	+
3.	Можливість динамічного дефокусування	Є можливість дефокусування	Відсутня	Є можливість	+	-	-
4.	Достовірність результатів	Висока достовірність, більш широка полоса пропускання	Середня, залежить від правильно підбраного кута	Хороша	+	-	-

Виходячи з наведеного переліку слабких, сильних та нейтральних характеристик і властивостей ідеї потенційного товару можна дійти до висновку про конкурентоспроможність запропонованого методу. Необхідність використання додаткових засобів для стабілізації вихідного сигналу випромінювання та необхідності додаткового врахування дифракційних явищ на перетинах зон перетворювача, компенсуються можливістю динамічного дефокусування та можливістю використання декількох фокальних площин в поєднанні з широкою полосою пропускання надає широкий спектр можливостей використання датчику з високою достовірністю отриманої діагностичної інформації.

## 4.2. Технологічний аудит ідеї проекту

В межах даного підрозділу необхідно провести аудит технології, за допомогою якої можна реалізувати ідею проекту (технології створення товару).

Визначення технологічної здійсненності ідеї проекту передбачає аналіз таких складових (табл. 4.3):

- за якою технологією буде виготовлено товар згідно ідеї проекту?
- чи існують такі технології, чи їх потрібно розробити/добробити?
- чи доступні такі технології авторам проекту?
- 

Таблиця 4.3. Технологічна здійсненність ідеї проекту

№ п/п	Ідея проекту	Технології її реалізації	Наявність технологій	Доступність технологій
1	Дослідження залежності якості даних від ширини пропускання	Лабораторна установка, використання комп'ютерного програмного забезпечення	Лабораторна установка розроблена, програмного забезпечення	Методика описана в літературі
2	Встановлення аналітичної залежності	Методи математичного аналізу, статистики	Розроблена методика обрахунку та аналізу	Методика описана в літературі

*Продовження таблиці 4.3*

3	Загальна доступність методики датчиків працюючих на	Лабораторна установка	Розроблена	Доступна
---	---	--------------------------	------------	----------



	ефекті Допплера			
4	Розробка приладу, на основі проведених досліджень	Механічна обробка, електричний монтаж елементів	Технологія розроблена	Відносно доступні

Згідно з даними з таблиці 3 маємо можливість зробити висновок, що можливість технологічної реалізації даного проекту достатньо висока, технології що використовуються при розробці даного продукту відносно доступні. Важливо зауважити, що розробляємо установка є експериментальною і при впровадженні її в якості приладу буде потребувати тестувань та доопрацювань.

#### 4.3. Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

Визначення ринкових можливостей, які можна використати під час ринкового впровадження проекту, та ринкових загроз, які можуть перешкодити реалізації проекту, дозволяє спланувати напрями розвитку проекту із урахуванням стану ринкового середовища, потреб потенційних клієнтів та пропозицій проектів-конкурентів.

Спочатку проводиться аналіз попиту: наявність попиту, обсяг, динаміка розвитку ринку (табл. 4.4).

Результат аналізу даної таблиці дає змогу зробити висновки, що вітчизняний ринок медичної апаратури за попереднім оцінюванням, при умові наявності необхідного пакету документів, сертифікованого дозволу на впровадження медичних досліджень.

Таблиця 4.4. Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

№ п/п	Показники стану ринку	Характеристика
1	Кількість головних гравців, од.	4: «Aloka» (Японія); «SonoScape» (Китай); «SonoSite» (США); «Medison» (Южна Корея).
2	Загальний обсяг продаж, грн.	4300 тисяч грн
3	Динаміка ринку	Стагнує [32]
4	Наявність обмежень для входу	Якісна апробація результатів
5	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Дозвіл на медичні дослідження. Додаткові випробування (клінічні/доклінічні). Вимоги щодо безпечності та нешкідливості
6	Середня норма рентабельності в галузі, %	55

Що є досить привабливим для входження: високий попит споживачів на продукцію вітчизняного виробництва, через більш привабливу ціну і майже відсутня відчизняна конкуренція, відносна відсутність обмежень для входу, середня норма рентабельності більша ніж банківський відсоток.

Надалі визначаються потенційні групи клієнтів, їх характеристики, та формується орієнтовний перелік вимог до товару для кожної групи (табл. 4.5).

Таблиця 4.5. Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

№ п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
1	Забезпечує високу точність виміру основних параметрів	Особи, які зацікавленні у діагностичних дослідженнях; діагностичні центри; лікувально- профілактичні, медичні установи; реабілітаційні центри; науково-дослідні установи.	Основні критерії, що впливають на поведінку потенційних клієнтів: Якість продукту; Наявність необхідної дозвільної документації (відповідність стандартам, сертифікати відповідності (якості), тощо);	Високий показник «ціна/якість». Гарантійні зобов'язання. Належний рівень сервісу
2	Достовірність діагностичної інформації	Діагностичні центри; лікарні, лікувально- профілактичні, медичні установи; реабілітаційні	Ссумісність з апаратами; Гарантійний супровід, сервіс; Доступність; Точність;	

		центри; науково-дослідні установи	Легкість у використанні та встановленні; Рівень реклами; • Рентабельність.	
3	Уніфікація для різних типів діагностики	Діагностичні центри; лікарні, лікувально- профілактичні, медичні установи; реабілітаційні центри; науково-дослідні установи	Доступність; Точність; Легкість у використанні; Рівень реклами; Особливості сумісності з апаратами; Рентабельність.	Випробувана продукція (клінічні/до клінічні дослідження); Високий рівень сервісу

*Продовження таблиці 4.5*

4	Доступність кожному пацієнту	Індивідуальні споживачі.	Швидкість отримання результатів; Особливості експлуатації; Особливості діагностичного впливу; Рівень реклами.	Запатентована методика; Доказова база; Компанія з відомим ім'ям
---	------------------------------------	-----------------------------	---	---

5	Розробка приладу, на основі проведених досліджень	Діагностичні центри; лікарні, лікувально-профілактичні, медичні установи; реабілітаційні центри; науково-дослідні установи	Особливості діагностичного впливу; Особливості експлуатації; Особливості встановлення; Особливості сумісності з апаратами.	Запатентована конструкція; Доказова база; Належний рівень технічного обслуговування;
---	---	--	---	--

Проаналізувавши основні вимоги ЦА приладу маємо змогу дійти висновку, що запропонована конструкція майже в повній мірі їх задовольняє. Основною аудиторією виступають медичні та діагностичні центри, оскільки основні переваги приладу над конкурентами будуть помітні скоріше у медичних установах широкого спектру, аніж при індивідуальному використанні.

Після визначення потенційних груп клієнтів проводиться аналіз ринкового середовища: складаються таблиці факторів, що сприяють ринковому впровадженню проекту, та факторів, що йому перешкоджають (табл. №№ 4.6-4.7). Фактори в таблиці подавати в порядку зменшення значущості.

При аналізі факторів загроз можна дійти висновку, що найбільшу небезпеку представляють фактор появи нових фірм конкурентів або/та фактор появи нових технологій в галузі.

Таблиця 4.6. Фактори загроз

№ п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1	Нові фірми	Збільшення	Вдосконалення

	конкуренти	конкурентоздатної продукції на ринку	маркетингової діяльності, покращення товару;
2	Зниження попиту на продукцію	Неактуальність товару	Маркетингова та рекламна діяльність, зниження ціни товару.
3	Нові технології	Неактуальність товару	Покращення та актуалізація технології товару, зміна технології виготовлення
4	Достовірність результатів	Не точність результатів	Удосконалення методики, можливо перехід на нову
5	Технічне обслуговування	Наявність не уніфікованих елементів	Використання уніфікованих елементів
6	Сумісність	Не сумісність з УЗІ приладами	Розробка сумісних датчиків з різними УЗІ апаратами

Поява принципово нової конструкції перетворювача, або фірми конкурента, що використовує аналогічну методику вірогідно може знизити попит на прилад з запропонованою конструкцією та знизити його ринкову вартість.

Таблиця 4.7. Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1	Високий попит на продукцію	Доцільно збільшити обсяг виробництва та товарообіг	Збільшення одиниць товару, впровадження різних модифікацій товару.
2	Відсутність аналогів на ринку	Можливість утримання монополії в сегменті ринку	Підвищення ціни товару, можливість збільшення товарного асортименту.

3	Потреба в доступній методиці	Уніфікація перетворювача для різних типів діагностики	Розробка у напрямку уніфікації перетворювачів

Продовження таблиці 4.7

4	Зростання рівня доходів населення	Підвищення рівня товарообігу, підвищення ціни	Збільшення асортиментних одиниць товару, підвищення ціни.
5	Впровадження нових технологій	Якісне покращення основних параметрів продукту	Підвищення попиту та ціни

Виходячи з даних наведених в таблиці 4.7 робимо висновок, що відсутність аналогічного товару на ринку та його висока якість може дати змогу нівелювання необхідність у сильній маркетинговій діяльності, основою маркетингової діяльності може бути сам продукт. Також відсутність аналогів дає змогу отримання монополії на певний час. Оскільки ринок технологій розвивається досить швидко, є необхідність постійного вдосконалення технології, щоб не втратити свої позиції при появі конкурентів.

Надалі проводиться аналіз пропозиції: визначаються загальні риси конкуренції на ринку (табл. 4.8).

Таблиця 4.8. Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства
---------------------------	---	----------------------------------

середовища		
1. Чиста конкуренція	Встановлений рівень цін на категорію товару, відсутність впливу ланок на ціну товару	Концентрація діяльності підприємств на якісні показники товару.
2. Національна конкуренція	Між компаніями всередині країни.	Варіація об'ємів виробництва, співпраця з мережами медичних закладів та з мережами продажу.
3. Внутрішньогалузева конкуренція	Конкурентна боротьба між підприємствами в межах однієї галузі.	Формування ринкової вартості товару.
4. Товарно-видова конкуренція	Конкуренція між товарами одного виду.	Унікальність товарної пропозиції; створення гілки модифікацій з розширеним функціоналом.

*Продовження таблиці 4.8*

5. Нецінова конкуренція	Вдосконалення якості товару, умов її продажу, після продажне обслуговування.	Зміни на виробництві; додаткові витрати, підвищення рівня довіри клієнтів.
6. Марочна конкуренція	Конкурентні компанії, які пропонують подібний продукт.	Концентрація діяльності на якісну зміну продукту чи на маркетинговій діяльності при конкурентній якості товару. Створення



		власної торгової марки. Можливо зниження цін на товар.
--	--	--

За результатами аналізу таблиці 4.8 можна зробити висновок, що запропонована конструкція демонструє високу конкурентоспроможність. Найбільш небезпечними бачаться товарно-видова, нецінова та марочна конкуренція. При достатній якості та актуальності товару необхідно приділити увагу маркетинговій діяльності та розширити спектр взаємодії з клієнтом, щоб підвищити рівень довіри та лояльності клієнтів, та якісно виділити товар в порівнянні з конкурентами. Оскільки товари аналоги довше на ринку, а фірми, що їх виготовляють з урахуванням довгого перебування на ринку мають досить високий рівень довіри клієнтів.

Після аналізу конкуренції проводиться більш детальний аналіз умов конкуренції в галузі (за моделлю 5 сил М. Портера, додаток А) (табл. 4.9).

За результатами аналізу таблиці 4.9 можна зробити висновок, що в даного проекту є всі можливості роботи на ринку, враховуючи середню інтенсивність конкуренції, майже повна відсутність відчизняного аналогу.

Таблиця 4.9. Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

Склад ові аналіз	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальни ки	Клієнти	Товари- замінни ки
у	Дистриб'ют	Патенти	на	Диференціаці	Обсяг
					Ціна;

	ори іноземних медичних приладів в Україні	продукти; Гнучкі ціни; Законодавчі обмеження; Розміри капіталовкладень; Доступ до інформаційних ресурсів.	я витрат; Змінні витрати постачальників; Обсяги поставок; Концентрація постачальників;	закупівель; Контроль якості; Змінні витрати; Система інформації; Прибутки;	Змінні витрати; ; Лояльність споживачів
	Середня інтенсивність	Є можливості входу в ринок. Є потенційні конкуренти. Строк виходу на ринок орієнтовно один рік.	Вартість товару постачальника, умови поставки.	Умови експлуатації та якість продукції	Без обмежень

Також проект повинен якісно відрізнятися від проектів-конкурентів (забезпечувати високу точність, широкий спектр використання, бути доступним споживачам).

На основі аналізу конкуренції, проведеного (табл. 4.9), а також із урахуванням характеристик ідеї проекту (табл. 4.2), вимог споживачів до товару (табл. 4.5) та факторів маркетингового середовища (табл. № 4.6-4.7) визначається та обґрунтовується перелік факторів конкурентоспроможності. Аналіз оформлюється за табл. 4.10.

Таблиця 4.10. Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим)
1	Висока точність отриманих результатів	Висока точність достовірності діагностичної інформації, яка підтверджується якісними аналітичними розрахунками.
2	Уніфікація для різних типів діагностики	Дає можливість використання одного датчику для різних типів діагностики.
3	Доступність пацієнтам	Дає можливість використовувати індивідуальним споживачам.
4	Простота реалізації	Забезпечується використанням існуючих методів діагностики.
5	Достовірність діагностичної інформації	Покращена конструкція перетворювача підвищує достовірність діагностичної інформації
6	Технічне обслуговування	Величина значення напрацювання на відмову вище середньої для даного класу обладнання.

На основі аналізу, таблиці 4.10 можна зробити висновок, що запропонована конструкція має ряд досить суттєвих факторів які будуть гарантувати і формувати її конкурентоспроможність. Найважливіші з них є висока точність діагностичної інформації, оскільки вони є основною унікальною товарної пропозиції проекту.

За визначеними факторами конкурентоспроможності (табл. 4.10) проводиться аналіз сильних та слабких сторін стартап-проекту (табл. 4.11).

За даними таблиць 4.10 та 4.11 можна зробити висновок, що даний проект має достатню кількість сильних сторін і є конкурентоспроможним.

Фінальним етапом ринкового аналізу можливостей впровадження проекту є складання SWOT-аналізу (матриці аналізу сильних (Strength) та слабких (Weak) сторін, загроз (Troubles) та можливостей (Opportunities) (табл. 4.12) на основі виділених ринкових загроз та можливостей, та сильних і слабких сторін (табл. 4.11).

Таблиця 4.11. Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін «Прилад контролю потужності лазерного випромінювання»

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Рейтинг товарів конкурентів у порівнянні з «SonoScape»						
			-3	-2	-1	0	1	2	3
1	Висока точність отриманих результатів	18						+	
2	Уніфікація для різних типів діагностики	15					+		
3	Доступність пацієнтам	11				+			
4	Простота реалізації	15					+		
5	Достовірність діагностичної інформації	12				+			
6	Технічне обслуговування	11				+			

Перелік ринкових загроз та ринкових можливостей складається на основі аналізу факторів загроз та факторів можливостей маркетингового середовища. Ринкові загрози та ринкові можливості є наслідками (прогнозованими результатами) впливу факторів, і, на відміну від них, ще не є реалізованими на ринку та мають певну ймовірність здійснення. Наприклад: зниження доходів потенційних споживачів – фактор загрози, на основі якого можна зробити

прогноз щодо посилення значущості цінового фактору при виборі товару та відповідно, – цінової конкуренції (а це вже – ринкова загроза).

Таблиця 4.12. SWOT- аналіз стартап-проекту

<p>Сильні сторони:</p> <p>Розширена полоса пропускання; запатентована методика; можливість де фокусування; можливість отримання декількох фокальних площин одночасно; величина значення напрацювання на відмову (для розробленого приладу) вище середньої для даного класу обладнання; висока точність діагностичної інформації.</p>	<p>Слабкі сторони:</p> <p>початківець на ринку; відсутність лояльної аудиторії на ринку; вузька спеціалізованість; необхідність тонкої наладки частотних характеристик при виробництві; не досконалість методики; можливість поломок;</p>
--	---

*Продовження таблиці 4.12*

<p>Можливості:</p> <p>конкурентоспроможність; надовго закріпитись на ринку товарів; інвестування іноземних компаній; модифікація існуючих апаратів та створення нових; розширення гілки товарів; можливість створення монополії.</p>	<p>Загрози:</p> <p>Політична ситуація в країні; соціально-економічна ситуація в країні; вихід на ринок аналогічного товару; розвиток новітніх технологій; зріст конкуренції на ринку; дешевий імпорт; збільшення конкуренції на ринку медичної апаратури;</p>
--	---

	зниження попиту на продукцію.
--	-------------------------------

На основі SWOT-аналізу розробляються альтернативи ринкової поведінки (перелік заходів) для виведення стартап-проекту на ринок та орієнтовний оптимальний час їх ринкової реалізації з огляду на потенційні проекти конкурентів, що можуть бути виведені на ринок (див. табл. 4.9, аналіз потенційних конкурентів). Альтернативи ринкового впровадження основі SWOT-аналізу наведені в таблиці 4.13.

Визначені альтернативи аналізуються з точки зору строків та ймовірності отримання ресурсів.

На основі аналізу, таблиці 4.13 можна зробити висновок: з зазначених альтернатив обираємо першу альтернативу. Для даної альтернативи отримання ресурсів є найбільш надійним, не дивлячись на строки реалізації, оскільки фірма новачок на ринку, для закріплення на ринку та формування довіри споживачів неодмінно потрібен операційний час, у будь-якому з варіантів. Зменшення ланок при заходженні нового продукту зменшує ціну товару для кінцевого споживача, чи збільшує маржинальність, та зменшує часові затримки отримання грошей з продажів, зменшується «провисання» грошей у посередників чи у надлишковому продукті, що для компанії, яка тільки виходить на ринок велика перевага.

Таблиця 4.13. Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

№ п/п	Альтернатива (орієнтованій комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
----------	---	--------------------------------	-------------------

1	<p>Залучення споживачів — робити ставку на прямі продажі, рекламу, маркетингову роботу, робота над цінністю продукту, стимулювання кінцевих споживачів з метою створення стійкого попиту на товар. Спроба формування частини прибутку через прямі продажі.</p>	<p>Ймовірність висока, дана альтернатива може виявиться ефективною, є можливість відмови від ланки дистрибуції, що дозволить стримувати ціну продукту на задовільному рівні, що допоможе зайти на ринок в досить короткий період. Якщо прямі продажі до споживача будуть мати достатній об'єм, подальше розширення збуту через збільшення кількості посередників для збільшення взаємодії споживачів з продуктом з меншою маржинальністю чи можливим подорожчанням продукту для задовільнення рівня рентабельності. Прямі продажі без ланок дозволить компенсувати витрати при дистрибуції на необхідному рівні рентабельності.</p>	1 рік
---	--	---	-------

2	Встановлення первинної ціни з високою маржинальністю, на новий товар, щоб поступово отримати максимальний прибуток з усіх сегментів ринку. Це забезпечує компанії менші обсяги продажу за більшого прибутку з одиниці продукту, схема доволі ефективна при початку виробництва, коли обсяги виробництва невеликі.	Ймовірність середня, оскільки УТП продукту є інноваційним та є маркетинговою основою, якість продукту висока, при комплексній маркетингово-рекламній діяльності є можливість отримання швидких результатів.	10 місяців
---	---	---	------------

*Продовження таблиці 4.13*

3	Встановлення чесної низької ціни на товар, з задовільним рівнем маржинальності, що буде нижче, або значно нижче за середньориночну ціну.	Ймовірність досить висока, оскільки даний проект має велику кількість переваг, є інноваційним, що в поєднанні з доступною низькою ціною може створити великий попит серед споживачів, але це може викликати подальші проблеми з позиціонуванням бренду, може створити проблему при бажанні випуску продукту з ціною вище риночної. Загалом демпінг цін може призводити до	7 місяців
---	--	---	-----------



		поступової закономірної зменшенні ринкової ціни на товари в сегменті.	
--	--	---	--

Що в комплексі з маркетинговою діяльністю, залучення більшої кількості аудиторії покупців і швидкого збільшення частки на ринку, подальше збільшення кількості продажів також можливо через відкриття каналів дистрибуції. Важливо розуміти, що ефективність продажів через посередників напряду залежить від рекламної та маркетингової роботи бренду, що є основою цієї альтернативи ринкової поведінки і може принести великі результати.

#### 4.4. Розроблення ринкової стратегії проекту

Розроблення ринкової стратегії першим кроком передбачає визначення стратегії охоплення ринку: опис цільових груп потенційних споживачів (табл.4.14).

Таблиця 4. 14. Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ п/п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтований попит в межах цільової групи (сегменту)	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу в сегмент
-------	--	---	--	--------------------------------------	--------------------------

1	Медичні, діагностичні установи усіх форм власності	Готові, за умови наявності доказової бази та дозвільних документів	40-60%	Середня інтенсивність	Наявні обмеження
2	Науково-дослідні установи, інститути, зацікавлені у медичних, біофізичних дослідженнях	Готові, за умови наявності доказової бази	30-35%	Висока інтенсивність	Наявні обмеження
3	Індивідуальні споживачі	Готові	10%	Низька інтенсивність	Без обмежень
Які цільові групи було обрано: Медичні, діагностичні установи усіх форм власності.					

За результатами аналізу потенційних груп споживачів попит може виникнути у медичних та діагностичних центрах та науково-дослідних установах. Медичні та діагностичні установи будуть зацікавлені в підвищенні якості сигналу та зменшенні кількості необхідних датчиків для різних типів діагностики, один датчик може замінити декілька, що гарантується конструкційною особливістю датчику. Для науково-дослідних установ найбільшу цікавість буде представляти точність та якість отриманої діагностичної інформації.

Для роботи в обраних сегментах ринку необхідно сформувати базову стратегію розвитку (табл. 4.15).

Таблиця 4.15. Визначення базової стратегії розвитку

№ п/п	Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможності позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку*
1	Залучення споживачів — робити ставку на прямі продажі, рекламу, маркетингову роботу, робота над цінністю продукту, стимулювання кінцевих споживачів з метою створення стійкого попиту на товар. Спроба формування частини прибутку через прямі продажі.	Стратегія диференційованого маркетингу	Комплексний підхід; Універсальність; Висока точність результатів; Простота використання	Стратегія диференціації

В якості базової стратегії розвитку обрано стратегію диференціації з встановлення низької ціни на новий товар, оскільки для входження нового товару на ринок це най ефективніший спосіб залучення більшої кількості покупців завоювання великої частки ринку. Відмінних ознак відповідно до потреб певної аудиторії приладу можна надати за рахунок обмеження функціоналу приладу і як результат здешевлення виробництва за рахунок використання уніфікованих плат для повної та спрощеної версій.

Наступним кроком є вибір стратегії конкурентної поведінки (табл. 4.16).

Таблиця 4.16. Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

№ п/п	Чи є проект «першопрохідцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, аби забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурентів, і які?	Стратегія конкурентної поведінки*
1	Так	Частково нові споживачі	Ні	Стратегія заняття конкурентної ніші

В якості конкурентної стратегії обрано стратегію заняття конкурентної ніші або стратегію фахівця, оскільки проект є «першопрохідцем» на ринку і займає досить специфічну нішу між діагностичними медичними та медичними науково-дослідними установами, що у купі з високими вимогами до точності та безпечності приладу в даному сегменті малопривабливою для конкурентів.

На основі вимог споживачів з обраних сегментів до постачальника (стартап-компанії) та до продукту (див. табл. 4.5), а також в залежності від обраної базової стратегії розвитку (табл. 4.15) та стратегії конкурентної поведінки (табл. 4.16) розробляється стратегія позиціонування (табл. 4.17), що полягає у формуванні ринкової позиції (комплексу асоціацій), за яким споживачі мають ідентифікувати торгівельну марку/проект.

Таблиця 4.17. Визначення стратегії позиціонування

№ п/п	Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкурентоспроможні позиції власного стартап-проекту	Вибір асоціацій, які мають сформувану комплексну позицію власного проекту (три ключових)
1	Забезпечує високу точність діагностичної інформації; Дає можливість динамічного дефокусування; Доступність пацієнтам;	Стратегія диференціації	Комплексний підхід; Мобільність; Висока точність результатів; Доступність пацієнтам;	За показниками якості; За сферою застосування; За різновидом товару;

Фірма буде позиціонуватись як фахівець у вузькій галузі основні акценти будуть зроблені на точність виміру діагностичної інформації, можливості динамічного де фокусування, що значно розширює можливості використання 1 го датчику. При цьому випуск спрощених моделей дозволить охопити аудиторію зацікавлену в дешевшому чи індивідуальному використанні.

#### 4.5.Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Першим кроком є формування маркетингової концепції товару, який отримає споживач. Для цього у табл. 4.18 потрібно підсумувати результати попереднього аналізу конкурентоспроможності товару.

Таблиця 4.18. Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№ п/п	Потреба	Вимога, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
1	Точність	Забезпечує високу точність діагностичної інформації.	Забезпечує високу точність діагностичної інформації завдяки конструкції п'єзоелектричного відчутника.
2	Динамічне де фокусування	Адже можливість використання датчику на різних частотах у досить широкому діапазоні.	Значно розширює області застосування.

*Продовження таблиці 4.13*

3	Доступність	Доступність клієнтам	Чесна ціна.
---	-------------	-------------------------	-------------

4	Універсальність	Використання датчику у різних типах досліджень.	Можливість заміни декількох датчиків одним.
5	Захист від копіювання	Запатентована методика та пристрій.	Запатентований пристрій

До продукції в даному сегменті ринку висувають п'ять основних вимог і проведення діагностики датчиком за запропонованою методикою конструкції задовольняє їх усі. Точність вимірів досягається за рахунок використання відчутника з формою зональної лінзи. Точність діагностичної інформації забезпечується розширеною полосою пропускання відчутника на прийом лун-сигналів від БО. Чесна ціна обумовлена стратегією конкурентної поведінки фірми. Методика захищена від копіювання патентом.

Надалі розробляється трирівнева маркетингова модель товару: уточнюється ідея продукту та/або послуги, його фізичні складові, особливості процесу його надання (табл. 4.19).

Таблиця 4.19. Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові
--------------	----------------------

I. Товар за задумом	Методика підвищення якості діагностичної інформації, яка забезпечує високу точність діагностики, простоту використання. Розширення частотного діапазону забезпечує розширення діагностичного застосування. Розробка датчику з відчутником ступінчатої форми на основі проведених досліджень.		
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики	М/Нм	Вр/Тх /Тл/Е/Ор
	Вартість обслуговування	М	Е
	Спосіб контролю частоти	Нм	Тх
	Строк безвідмовної праці	Нм	Тх
	Трудомісткість виготовлення	Нм	Тх
	Зручність управління	Нм	Тх
	Компактність	Нм	Тх
	Якість: патент на корисну модель, технічний регламент щодо медичних виробів.		
	Пакування: коробка з гофрокартону.		
	Марка: НТУУ «КПІ ім. І. Сікорського» Метод підвищення точності перетворювачів для ультразвукової діагностики.		
III. Товар із підкресленням	До продажу: можливість аналізу та виключення хибних результатів та частотної стабільності.		
	Після продажу: можливість створення нових та модифікації існуючих типів датчиків.		
За рахунок чого потенційний товар буде захищено від копіювання: патентування методики та пристрою.			



За задумом товар представляє собою датчик з відчутником форми зональної лінзи з можливістю динамічного де фокусування та підвищення якості діагностичної інформації за рахунок розширення полоси пропускання відбитих лун-сингналів.

Після формування маркетингової моделі товару слід особливо відмітити – чим саме проект буде захищено від копіювання. Захист може бути організовано за рахунок захисту ідеї товару (захист інтелектуальної власності), або ноу-хау, чи комплексне поєднання властивостей і характеристик, закладене на другому та третьому рівнях товару.

Наступним кроком є визначення цінових меж, якими необхідно керуватись при встановленні ціни на потенційний товар (остаточне визначення ціни відбувається під час фінансово-економічного аналізу проекту), яке передбачає аналіз ціни на товари-аналоги або товари субституту, а також аналіз рівня доходів цільової групи споживачів (табл. 4.20). Аналіз проводиться експертним методом.

Таблиця 4.20. Визначення меж встановлення ціни

№ п/п	Рівень цін на товари- замінники	Рівень цін на товари- аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
1	<u>Датчик к УЗІ СА1421</u> <u>R40 Конвексний</u> <u>датчик</u>	42900грн.	15000-50000 грн.	90000грн.
2	<u>Датчик к УЗІ СА431</u> <u>R40 Конвексний</u> <u>датчик</u>	67000 грн.		25000 грн.

Проаналізувавши рівень цін на товари-замінники та з орієнтацією на рівень доходів цільової групи споживачів верхня та нижня межі встановлення ціни на товар 90000 та 30000 грн. Встановлювати ціну нижче 25000 грн не рентабельно через собівартість компонентів датчику, а підняття цін вище 90000 грн буде суперечити обраній стратегії конкурентної поведінки.

Наступним кроком є визначення оптимальної системи збуту, в межах якого приймається рішення (табл. 4.21):

1. Проводити збут власними силами або залучати сторонніх посередників (власна або залучена система збуту);
2. вибір та обґрунтування оптимальної глибини каналу збуту;
3. вибір та обґрунтування виду посередників.

В якості оптимальної системи збуту обрано створення власної з нульовою глибиною каналу збуту (без посередників), прямі продажі клієнту, оскільки з огляду на специфіку галузі об'єми поставок та обсяги виробництва не велике, а надлишкове виробництво буде стимулювати велику «заморозку» грошей в товарі, що для компанії яка розвивається може стати критичним.

Ще одним аргументом на користь власної системи збуту є необхідність особистого встановлення контактів із споживачами, після продажного обслуговування, ремонту та гарантій на початкових етапах з ціллю підвищення довіри до фірми та підвищення лояльності клієнтів, що стане гарним підґрунтям для подальшої домовленості про регулярні поставки.

№ п/п	Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
1	Орієнтація на регулярні поставки	Встановлення контактів із споживачами та гарантійні зобов'язання Формування попиту і стимулювання збуту Дослідницька робота зі збору маркетингової інформації Зменшення витрат в ході збуту продукції	0 (без посередників)	Власна система збуту

Останньою складовою маркетингової програми є розроблення концепції маркетингових комунікацій, що спирається на попередньо обрану основу для позиціонування, визначену специфіку поведінки клієнтів (табл. 4.22).

Основним засобом інформування про товар для обраної цільової аудиторії, а саме медичні, діагностичні та науково-дослідні установи, виступає участь у виставках, міжнародних виставках, участь у наукових конференціях з поясненням методики проведення вимірів та наведенням результатів досліджень, тестування приладів з цільовою аудиторією у медичних центрах. Програми лояльності та кредитування для клієнтів, через велику ціну товару.

Таблиця 4.22. Концепція маркетингових комунікацій

№ п/п	Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
1	Орієнтація на регулярні поставки	Формальні/неформальні канали комунікацій	Комплексний підхід; Універсальність датчиків; Точність вимірів;	Інформування споживачів; Розвиток попиту; Стимулювання продажу; Пошук вигідних партнерів;	Даний продукт є інноваційним та унікальним

Результатом пункту 4.5 є ринкова програма, що включає в себе концепції товару, збуту, просування та попередній аналіз можливостей ціноутворення, спирається на цінності та потреби потенційних клієнтів, конкурентні переваги ідеї, стан та динаміку ринкового середовища, в межах якого буде впроваджено проект, та відповідну обрану альтернативу ринкової поведінки.

## Висновки до розділу IV

На основі проведеного аналізу можна зробити наступні висновки:

Можливість ринкової комерціалізації даного проекту достатньо висока, оскільки наявний високий попит споживачів на продукцію вітчизняного виробництва (її фактична відсутність та справедлива ціна, гарантійні зобов'язання). Відносна відсутність обмежень для входу товару вітчизняного виробництва, позитивна динаміка ринку медичного обладнання загалом.

В даного проекту є всі можливості роботи на ринку, враховуючи низьку конкуренту інтенсивність. Метод якісно відрізняється від проектів-конкурентів, є привабливим для покупців завдяки його універсальності, що є досить економним, має кількість сильних сторін та є конкурентоспроможним. Складність реалізації не є критичною та компенсується високою точністю діагностичної інформації та можливістю де фокусування, розширення частотного діапазону пропускання значно розширює можливості використання та якості прийому лун-сигналів.

За результатами аналізу потенційних груп споживачів попит може виникнути від діагностичних медичних та науково-дослідних. Медичні установи зацікавлені у привабливій ціні, розширенням діагностичного використання датчику, що гарантується конструкцією відчутника. Для науково-дослідних установ найбільшу цікавість буде представляти точність діагностичної інформації.

Встановлення справедливої ціни та якісного пакету гарантійних зобов'язань на новий продукт з метою залучення більшої кількості покупців і завоювання великої частки ринку.

Якщо враховувати позитивну динаміку ринку медичної апаратури, високий попит споживачів, низьку інтенсивність конкуренції та якісні відмінності продукту від конкурентних продуктів, можна дійти до висновку доцільного подальшого впровадження проекту.

## ВИСНОВКИ

1. Було запропоновано конструкцію п'єзоелектричного перетворювача в основу якої було покладено форму зональної лінзи.
2. Було створення аналітичну модель характеристик перетворювача ультразвукових коливань залежно від геометричної форми та обраного матеріалу чутливого елементу.
3. Визначено вплив конструктивних особливостей перетворювача на характеристики та параметри випромінювання.
4. При проведенні експериментальних досліджень було апробовано та досягнуто вдосконалення технічних параметрів датчику.
5. Було виведено аналітичну модель розподілу акустичного тиску для модифікованого перетворювача
6. Обґрунтовано та доведено, що метод підвищення точності ультразвукового перетворювача на підставі експериментів та нової конструкції перетворювача є придатним для використання при ультразвуковій діагностиці. .

### Список використаних джерел

1. Зорко Є. В. Неинвазивные методы измерения скорости кровотока/ Є. В. Зорко, Т.Р. Ключко // Новые направления развития приборостроения: метер. 9-й Международной научно – технической конференции молодых ученых и студентов, г. Минск, 20 – 22 апреля 2016 г. – БНТУ. – 2016. – С. 169 – 170 .
2. Осипов Л. В. Физика и техника ультразвуковых диагностических систем // Медицинская визуализация. 1997. № 1. С. 6-14.
3. Куликов В.П. Энергетическая доплерография - новая диагностическая технология визуализации кровотока. // В сб.: Новые диагностические технологии. Организация службы функциональной диагностики. - Москва. - 1996. - С.32.
4. Осипов Л. В. Физика и техника ультразвуковых диагностических систем // Медицинская визуализация. № 2. С. 18-37.
5. Осипов Л. В. Физика и техника ультразвуковых диагностических систем // Медицинская визуализация. 1997. № 3. С. 38-46.
6. Клиническая Допплеография окклюзирующих поражений артерий мозга и конечностей / Гайдашев А. Э., Лаврентьев А. В., Тутова М. Г и др.; под ред. Е. Б. Куперберг. — М. : НЦССХ РАМН им. А.Н.Бакулева, 1997

7. Осипов Л.В. Ультразвуковые диагностические приборы: Практическое руководство для пользователей./ Л.В. Осипов. - М.: Видар, 1999. – 256 с.
8. УЗИ датчики для Philips [Электронный ресурс]. – Режим доступа до ресурсу: <https://ultrasound-probe.com/sensor/sensor-model/uzi-datchiki-dlja-philips/>.
9. Датчики УЗИ Philips [Электронный ресурс]. – Режим доступа до ресурсу: <http://tomografov.net/philips/>.
10. Цапенко, В. К. Основы ультразвукового неруйнівного контролю: підруч. / В. К. Цапенко, Ю. В. Куц. — К. : НТУУ «КПІ», 2009.
11. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физик» Учеб. [для мед. спец. Вузов – 3-е изд. испр.]/ Ремизов А.Н. - М.: Высш. Школа, 1999. – 616 с.
12. Датчики для УЗИ усіх виробників [Электронный ресурс]. – Режим доступа до ресурсу: <https://ultrasound-probe.com/sensor/>
13. Корневский Н.А. Проектирование электронной медицинской аппаратуры для диагностики и лечебных воздействий: монография / Н.А. Корневский, Е.П. Попечителей, С.А. Филист . - М.: Курская городская типография. Курск, 1999. – 537 с.
14. Митьков В.В., Зыкин Б.И., Буланов М.Н. Ультразвуковая ангиография / В.В. Митьков, Б.И. Зыкин, М.Н. Буланов. // Медицинская визуализация. 1996. №2. С. 4-13.
15. Kremkau F.W. Doppler ultrasound: principles and instruments. 2nd ed. Philadelphia; L. etc.: W.B. Saunders Co., 1995. P. 373.
16. Абакумов В.Г. Системы отображения в медицине. / В.Г. Абакумов А.И. Рыбин .-К.: Юниверс, 2001. – 336 с.
17. Зорко Є. В. Метод підвищення точності перетворювачів для ультразвукової діагностики/ Є. В. Зорко, Т.Р. Ключко // Погляд у майбутнє приладобудування: 11-ая Всеукраїнська науково – практична конференція студентів та аспірантів, м. Київ, 15 – 16 травня 2018 р. – НТУУ «КПІ». – 2018. – С. 344 –347 .



18. Альтшуллер Г.Б. Кварцевые генераторы: Справочное пособие./ Г.Б. Альтшуллер, Н.Н. Елфимов. - М.: Радио и связь, 1984. – 232 с.
19. Дідковський В.С. Електроакустичні п'єзокерамічні перетворювачі [В.С. Дідковський, О.Г. Лейко, В.Г. Савін] . [Навчальний посібник]. – Кіровоград.: «Імекс ЛТД», 2006. – 448 с.
20. Пьезоэлектрические материалы и элементы [Электронный ресурс]. – Режим доступа до ресурсу: [http://www.elpiezo.ru/Catalogs/Catalog\\_of\\_piezoceramic.pdf](http://www.elpiezo.ru/Catalogs/Catalog_of_piezoceramic.pdf).
21. Рыбьянец А.Н., Сахненко В.П., сб. трудов международной научно-практической конф. «Фундаментальные проблемы функционального материаловедения, пьезоэлектрического приборостроения и нанотехнологий» («Пьезотехника-2005») Ростов-на-Дону, Азов, 2005, с. 188-194.
22. Данцигер А.Я. и др. Многокомпонентные системы сегнетоэлектрических сложных оксидов: физика, кристаллохимия, технология. Аспекты дизайнера пьезоэлектрических материалов. – Ростов н/Д.: МП «Книга», 2002, т.2.-365 с.
23. Зорко Є. В. The precision increase of ultrasound device for objects structures diagnostic / Є. В. Зорко, Т.Р. Ключко // Приладобудування: стан та перспективи: матеріал. 17-а Міжнародна науково – технічна конференція, м. Київ, 15 – 16 травня 2018 р. – НТУУ «КПІ». – 2018. – С. 133 –134.
24. Зацепин А.Ф. Акустический контроль Часть II Физические основы ультразвуковой дефектометрии : Учеб./ А.Ф. Зацепкин. – Екатеринбург: ГОУ ВПО «УГТУ – УПИ», 2006. – 117 с.
25. Богданов К.Ю. Физик в гостях у біолога. - 2-е издание. - М.: Издательство МЦНМО, 2015. - 240 с. (Библиотечка «Квант». Выпуск 133. Приложение к журналу «Квант» №1/2015. ISBN 978-5-4439-0625-6
26. Тимчик, Г.С. Відчутники контрольно-вимірювальних систем. / Г.С. Тимчик, В.І. Скицюк, М.А.Вайнтрауб, Т.Р. Ключко. К.: НТУУ «КПІ», 2008. – 240 с., іл.

27. Ультразвуковая диагностика практическое руководство [Электронный ресурс]. – Режим доступа до ресурсу: [http://www.profmt.ru/statyi/Ultrazvukovaya\\_dagnostika\\_prakticheskoe\\_rukovodstvo.pdf](http://www.profmt.ru/statyi/Ultrazvukovaya_dagnostika_prakticheskoe_rukovodstvo.pdf)

28. Руководство пользователя Ультразвуковая система iU22 [Электронный ресурс]. – Режим доступа до ресурсу: [http://medivit.com.ua/var/upload/files/UM\\_RU%201.pdf](http://medivit.com.ua/var/upload/files/UM_RU%201.pdf)

29. Резников И.И. Физические основы использования ультразвука в медицине Учеб. [В.Н. Федорова, Е.В. Фаустов]. – М.: 2015. – 97.

30. Патент 8582 Российская Федерация, А61В5/02, Измеритель скорости кровотока / Богачев В.Ю., Вернер В.Д., Белильников В.И., Шарапов А.А.; Заявитель и патентообладатель Научный центр сердечно – сосудистой хирургии им. А.М.Букалева РАМН; заявл. 03.04.1998 ; опубл. 16.12.1998. Бюл. № 33.

31. Патент 112935 Україна, А61В5/026, Спосіб вимірювання швидкості кровотоку / Ключко Т.Р., Скицюк В.І., Зорко Є.В, Підтабачний А.І.; Заявник та правовласник Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут» ; заявл. 13.05.2016.; опубл. 10.01.2017

32. Аналіз світового ринку медичного обладнання [Електронний ресурс]. – 2017. – Режим доступу до ресурсу: <http://www.uaeconomic.com/ulens-1345-1.html>.